

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

UNIDAD DE POSTGRADO

**Efecto de la intensidad de la luz de las lámparas
halógenas en el sellado marginal de restauraciones de
clase I:
Estudio in vitro**

TESIS

para optar el Grado Académico de Magíster en Estomatología

AUTOR

Sharon Patty Camavilca Arias

Lima – Perú

2010

DEDICATORIA

A mis padres, quienes han sido una inspiración continua para las mayores realizaciones en mi vida y cuyo estímulo me alienta para seguir logrando mis metas trazadas.

AGRADECIMIENTO

A la Dra. ANA MARIA DIAZ, por su incesante y constante ayuda en la elaboración de la presente tesis.

INDICE

Pág

I. INTRODUCCIÓN.....	5
----------------------	---

II. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES.....	7
2.2 BASES TEÓRICAS.....	11
2.2.1 Resinas Compuestas.....	11
2.2.2 Polimerización.....	41
2.2.3 Fotopolimerización.....	52
2.3 DEFINICION CONCEPTUAL DE TÉRMINOS.....	78
2.4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	81
2.5 JUSTIFICACIÓN.....	84
2.6 OBJETIVOS.....	85
2.7 HIPÓTESIS.....	85

III.MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 TIPO DE ESTUDIO.....	87
3.2 POBLACIÓN Y MUESTRA.....	87
3.3 OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.....	88

3.4 MÉTODOS.....	90
3.4.1 PROCEDIMIENTO Y TÉCNICA.....	90
3.4.2 RECOLECCIÓN DE DATOS.....	93
IV. RESULTADOS.....	94
V. DISCUSIÓN.....	102
VI.CONCLUSIONES.....	107
VII. RECOMENDACIONES.....	108
RESUMEN	
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	
ANEXOS	

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, se observa la utilización constante de las lámparas de fotocurado debido a su éxito en los tratamientos restaurativos. Este éxito se lleva a cabo a través de los procedimientos clínicos con la fotoactivación de resinas compuestas,

Las unidades de fotocurado junto con las resinas compuestas han evolucionado notablemente, constituyendo ambos componentes esenciales para el tratamiento restaurador.

Actualmente el mayor interés mostrado por los odontólogos es la búsqueda de nuevos materiales restauradores con mejores propiedades, este interés conlleva al descuido de otros factores como: la falta de un control periódico de la intensidad de luz de sus lámparas de fotocurado.

Las resinas compuestas, inician su proceso de polimerización con la absorción de la luz a través de la canforoquinona, que en un tiempo activado reacciona con el amino de los grupos para producir los radicales libres. La canforoquinona necesita una intensidad de luz visible con una longitud de la onda entre 400 y 500 nm.

La profundidad de polimerización puede ser afectado directamente: por la distancia entre la punta del fotopolimerizador y la resina, el espesor de la resina, promoviendo una reducción de la intensidad de la luz penetrante. De esta forma, la profundidad de polimerización constituye un problema, por lo tanto se debe alcanzar una longitud de onda establecida en toda el área de trabajo de la restauración, para conseguir una adecuada

fotopolimerización de las resinas y obtener un tratamiento restaurador con éxito a largo plazo.

El éxito de una restauración depende de otros factores: del grado de polimerización y de la intensidad de luz, donde la longitud de onda correcta, la intensidad y el tiempo de polimerización es cambiante crítico, para una polimerización eficaz.

Se observa frecuentemente en los consultorios odontológicos, que el profesional no analiza el efecto que puede producir una variación de la intensidad de luz de las lámparas de fotocurado a nivel del sellado marginal de las restauraciones, causado por la falta de monitorización del control de la intensidad de luz mediante el radiómetro y por desconocimiento acerca del mantenimiento de su equipo.

Con la finalidad de mejorar los tratamientos restaurativos y disminuir las iatrogenias ocasionadas por la deficiente utilización del dispositivo de fotocurado, es necesario explicar el efecto de la intensidad de la luz de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I, planteando la hipótesis de estudio: la variación de la intensidad de luz emitida por las lámparas halógenas influye en el sellado marginal de las restauraciones de clase I.

II. MARCO TEORICO

2.1 ANTECEDENTES DEL ESTUDIO

BARGUI *et al.* (1994), evaluaron 209 lámparas de fotocurado de consultorios particulares por medio de un radiómetro, y concluye que el 30% presentaban una intensidad de luz menor que 200mW/cm^2 . Observó que la mayoría de los odontólogos, desconocían del deficiente estado físico de sus dispositivos de fotocurado recomendando así chequeos frecuentes a las unidades de fotocurado.¹

CAUGHMAN *et al.* (1995), refieren la importancia del uso periódico del radiómetro para evaluar la intensidad de luz de las lámparas de fotocurado. Sin embargo, su uso es limitado por su alto costo.²

SHORTALL *et al.* (1995), evaluaron la intensidad de luz de lámparas de fotocurado por medio del radiómetro y su resultado enfatizó la importancia del radiómetro para el control de la intensidad de luz de los dispositivos.³

BONA (1997), observaron que al evaluar 140 dispositivos de fotocurado, la mayor parte presentaba un tiempo de uso mayor a 10 años. Así mismo el 81.4% presentaban deterioros en el filtro, el 68.6% en la punta activa y el 63.6% en la resistencia. Tras la evaluación de los dispositivos a través del radiómetro Demetron:

el 20.7% se encontró en estado regular y 19.3% necesitaban agregar un tiempo adicional.⁴

ARAÚJO E. (2000), estudió el efecto de la intensidad de luz de las unidades de fotocurado en función al tiempo del uso y observó que el 67% de dispositivos presentaban intensidades inferiores a 300mW/cm^2 y solo un 33% presentaban intensidades adecuadas.⁵

MIYAZAKI M. (1998), evaluó en las clínicas particulares, la intensidad de luz de las unidades de fotocurado y los resultados indicaron que la mayoría presentaron intensidades menores a los 200 mW/cm^2 .⁶

ABRIGO F. (1997), concluye que el radiómetro es un medio eficaz para el control de la intensidad de las lámparas del fotocurado.⁷

ABALOS et al. (2004), compararon lámparas halógenas con diferentes intensidades ($800 - 460$ y 300 mW/cm^2) y distintos espesores de resina para analizar el comportamiento de la luz a medida que va atravesando la masa de la resina compuesta. Se concluyó que el comportamiento de la disminución de la intensidad fue similar en las tres lámparas. Sin embargo a mayor intensidad de salida hay mayor profundidad de luz, con diferencias entre 0.5 y 1.5mm . La intensidad de salida disminuye rápidamente a medida que atraviesa la masa del composite, los valores se reducen un 55% en 0.5mm , 30% en 1mm , 17% en 2mm y 8% en 3mm .⁸

LEONARD DL. (1999), analizó la efectividad de los radiómetros y concluyen que no existe diferencia estadística significativa entre 5 modelos de radiómetros.⁹

POULOS *et al.* (2000), demostraron que el rendimiento de la intensidad de luz de las lámpara de fotocurado disminuyen a través del tiempo.¹⁰

ARANA G. (2000), comparó diferentes resinas de fotocurado utilizando la técnica Diferida (incremental oblicua) y la dureza de cada una de las resinas de fotocurado bajo estudio, observó que la Z100 y Z250 ambas de la casa 3M, arrojaron los mejores resultados en profundidad de (7.2mm para ambas) y en dureza a una distancia de la superficie de (7.4mm) con una valor para la Z100 de (64.7) y para la Z250 de (48.5) a 1kg-f Microdureza Vickers. Los diferentes tipos de resinas presentaron menor rango de profundidad de curado al utilizar la técnica LED los cuales fueron de (1.6 a 2.8 mm). Las resinas de fotocurado que mejor profundidad de polimerización obtuvieron con las diferentes técnicas fueron: Z100 A2 de la 3M y la Z250 A2 de la 3M.¹¹

BLAZZIO M. (2001), enfatizó la importancia del radiómetro como parte de la rutina en el consultorio dental para medir la intensidad de la luz de las lámparas de fotocurado.¹²

BLANDÓN A. (2002), al evaluar 200 lámparas de fotocurado provenientes de los consultorios particulares, encontró que un 28.9% presentaban intensidades adecuadas, el 95% se empleaban para tratamientos de blanqueamiento dental. El método de esterilización más utilizado por la mayoría de los odontólogos fue la desinfección manual con hipoclorito y alcohol.¹³

LOIS FJ. (2003), evaluó la microfiltración en cavidades de clase II con márgenes gingivales situados en esmalte, obturadas con resina compuesta "Surefil" empleando cuatro técnicas de obturación: bloque; inserción en bloque con una base de compómero fluido; inserción incremental. Concluye que la técnica incremental redujo significativamente la microfiltración.¹⁴

DELIPERIA et al. (2004), evaluó la eficacia de dos sistemas de adhesivos (Prime&Bond NT Dentsply – SingleBond 3MEspe) en la reducción de la microfiltración a través de diversas técnicas adhesivas de colocación: aplicación de 2 capas y fotocurado, 2 capas y fotocurado en cada una, una capa según las instrucciones del fabricante. Concluye que cada técnica de colocación no influye en la presencia de microfiltración.¹⁵

CARPENA et al. (2004), comparó la morfología de la interfase diente/resina en piezas dentarias restauradas a través de dos técnicas: condensable (Filtek P60) y la incremental oblicua (Filtek Z250). Concluye que la técnica incremental oblicua proporcionó un mejor sellado.¹⁶

RIZA et al. (2008), evaluó la dureza y la resistencia compresiva de tres tipos de resinas: Tetric-Ceram (Ivoclar Vivadent), Compomer (Compoglass, Ivoclar, Vivadent), Fuji II LC (GC Corp), que fueron polimerizados usando la luz halógena (Optilux 501, Demetron, Kerr) y LED (Bluephase C5, Ivoclar Vivadent) a diferentes tiempos de curado. Concluyen que en cavidades profundas es importante incrementar el tiempo de fotocurado para maximizar la dureza y resistencia compresiva de los materiales restauradores.¹⁷

2.2 BASES TEÓRICAS

2.2.1 RESINAS COMPUESTAS

El desarrollo de las resinas compuestas para los tratamientos restaurativos permitió mejorar sus propiedades mecánicas, reducir el coeficiente de expansión térmica, limitar los cambios dimensionales durante el fraguado y potenciar la resistencia a la abrasión de las restauraciones directas, y por consiguiente, obtener mejores resultados clínicos.

Originalmente, las resinas compuestas se emplearon para restauraciones de clase III,V donde los resultados estéticos tenían vital importancia capital y para restauraciones de clase I, que soportaban tensiones oclusales moderadas; sin embargo, las modificaciones introducidas en los materiales y las técnicas han permitido ampliar su uso en restauraciones posteriores de clase II. ¹⁸

COMPONENTES DE UNA RESINA

- Una resina orgánica que forma la matriz.
- Un relleno inorgánico.
- Un agente de acoplamiento (interfacial) que une la resina con el relleno.
- Un sistema iniciador que activa el mecanismo de polimerización.
- Estabilizadores (inhibidores).

. Pigmentos.

RESINA

Los composites incluyen diferentes resinas como los diacrilatos. La mayoría de los sistemas contienen Bis-GMA (bis-fenol-A-diglicil dimetacrilato), monómero aromático muy viscoso que fue sintetizado por Bowen en EE.UU., en los años 70. Este monómero posee unas cadenas de diacrilato muy largas que reducen la contracción de polimerización. Algunos sistemas contienen oligómeros derivados del dimetacrilato de uretano que sustituyen total o parcialmente el Bis-GMA.

También se añaden monómeros de baja viscosidad, como TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol), EGDMA (dimetacrilato de etilenglicol) y HEMA (hidroxietilmetacrilato), para facilitar su manipulación clínica. En cada uno de los extremos de las cadenas monoméricas deben existir dobles enlaces carbono-carbono para que puedan producir la polimerización y formar enlaces cruzados.¹⁹

RELLENOS INORGÁNICOS

El término “carga de rellenos” se emplea para indicar el porcentaje de relleno inorgánico que incluye el composite polimerizado.

La carga de relleno puede ir desde un 52%(en peso) para composite de microrrelleno y hasta un 88% (en peso) para un composite híbrido (pesado).

En los productos comerciales la carga de relleno se suele expresar en forma de “porcentaje de peso”. Sin embargo, “el porcentaje de volumen” tiene mayor importancia en las propiedades físicas finales y en las características clínicas de estos productos. A modo de orientación, en los composites comerciales el porcentaje de volumen suele ser un 11-16% inferior al del peso.¹⁸

MACRORRELLENOS

Sus partículas se preparan triturando, moliendo y cribando vidrio, cuarzo o cerámica hasta conseguir unas partículas con forma de astillas. En los preparados convencionales las partículas tienen un tamaño medio de 5-30µm. En materiales híbridos el tamaño medio es de 0.5-8µm. Normalmente se añaden vidrios de bario (Ba), estroncio (Sr) o lantano (La) para conferir radiopacidad a los materiales.¹⁸

MICRORRELLENOS:

Constituidos por partículas de sílice amorfa (SiO₂) con un diámetro de 0.04µm, preparadas por un proceso de hidrólisis y precipitación; son radiotransparentes.

AGENTE ACOPLADOR

Las partículas de relleno son tratadas con un acoplador silánico para unirlas a la matriz resinosa. El acoplador empleado habitualmente es el metacriloxipropil trimetoxisilano, del cual depende la longevidad del composite, debido a que la pérdida del mismo conlleva a deterioro superficial de material.

TIPOS DE RESINA DE COMPOSITE

Se han propuesto diferentes clasificaciones para los composites, pero la descrita por Lutz y Phillips (1992), basada en el tamaño y la distribución de las partículas de relleno, es la más simple y lógica:

Tipo I. Resinas de composite de macrorelleno: Contienen sólo partículas de macrorelleno y suele recibir el nombre de “convencional o tradicional”. Debido al

tamaño de sus partículas producen un desgaste inaceptable, tanto del propio composite como del diente oponente.

Tipo 2. Resinas de composite de microrelleno: Son partículas de sílice amorfa con un diámetro medio de 0.04µm. Se han desarrollado cuatro categorías de partículas para aumentar la carga de relleno manteniendo un manejo clínico aceptable:

· **HOMOGÉNEOS:** Formados por partículas de microrrelleno mezcladas directamente.

· **PARTÍCULAS PREPOLIMERIZADAS FRAGMENTADAS:** Se polimeriza un composite de microrrelleno con una carga de relleno óptima y a continuación se tritura para conseguir «bloques de relleno» de hasta 80µm de tamaño. A continuación se incorporan estos “bloques de relleno” o partículas prepolimerizadas a una resina fresca que contiene más partículas de microrrelleno, lista para introducir en la cavidad y polimerizar.

Con esta técnica se aumenta la carga de relleno y se reduce la contracción de polimerización.¹⁸

- **PARTÍCULAS PREPOLIMERIZADAS ESFÉRICAS:** Utilizando partículas de tamaño escogido se puede conseguir una condensación óptima.

- **COMPLEJOS DE MICRORRELLENO AGLOMERADO:** Se sintetizan las partículas de microrrelleno de SiO₂ a una masa porosa y a continuación se tritura el producto obtenido para obtener partículas gruesas de SiO₂ aglomerado de hasta 25µm de tamaño. Por último se incorpora a éstas, junto con otras partículas de microrrellenos a una resina sin polimerizar.

Combinando partículas prepolimerizables fragmentadas con complejos de microrelleno inorgánico de hasta un 75% del peso se puede añadir iterbio o

zirconio para conferir radiopacidad, pero la mayoría de los composites de microrelleno son radiotransparentes.¹⁸

Tipo 3. Resinas de composite híbrido: Contienen una mezcla de partículas de macrorelleno, sus principales diferencias radican en la proporción y la distribución de las distintas partículas de diferentes tamaños para controlar el “relleno de la resina” y aumentar el porcentaje de carga.¹⁸

SISTEMAS INICIADORES Y ACELERADORES

SISTEMAS ACTIVADOS POR LUZ VISIBLE

Los composites de una sola pasta activados por luz visible incluyen un sistema iniciador de dos componentes formado por una diquetona y una amina terciaria. La diquetona fotosensible (normalmente la canforoquinona al 0.2-0.7%) absorbe la energía radiante de una longitud de onda aproximadamente de 470nm (luz azul).

En la fase correcta de excitación, la diquetona se combina con la amina formando un complejo que se escinde liberando radicales libres que pone en marcha la polimerización de la resina.

Al aplicar un composite fotoactivado hay que extremar las precauciones para evitar el comienzo prematuro del mecanismo fotoactivador con la luz ambiental, como la que emite la lámpara dental. Estas luces tienen niveles lumínicos máximos de 17-22 Klx, mientras que la luz activadora alcanza aproximadamente 200 klx en la punta del instrumento. Algunos composites (especialmente aquellos que tienen un contenido elevado de relleno inorgánico) pueden dejar pasar menos de 60 segundos de tiempo de trabajo al exponerlos a una luz de 20 klx. Esto significa que para prolongar el tiempo de trabajo habrá que apartar la lámpara operatoria de la zona a restaurar mientras se aplica una nueva capa de resina.¹⁸

SISTEMAS DE ACTIVACIÓN QUÍMICA

Estos materiales se presentan comercialmente como sistemas de dos pastas o de polvo líquido. Una de las partes contiene el iniciador (peróxido de benzoilo) y la otra una amina aromática terciaria que actúa como acelerador; al combinar ambas partes se producen radicales libres, que inician la polimerización de la resina.

OTROS SISTEMAS

Los composites de doble activación incluyen un sistema de fotoactivación y otro de activación química y se presentan como dos pastas, el mecanismo de fotoactivación sirve para iniciar la polimerización y la de activación química para continuar y completar la reacción de fraguado.

PIGMENTOS

Se añaden pequeñas cantidades de óxidos inorgánicos para poder conseguir tonos que permitan reproducir la mayoría de los colores dentales. Se suelen suministrar cinco o más tonalidades corrientes, las cuales van desde el amarillo al gris. Para conseguir tonos diferentes, los fabricantes suministran un tono universal y composites muy pigmentados (tintes) que se pueden mezclar para obtener tonos no incluidos en la gama normal.¹⁹

PRESENTACIÓN DE LOS COMPOSITES

En un primer momento, los composites constituían sistemas de dos pastas, sin embargo, actualmente son más frecuentes los sistemas de una sola pasta para la fotoiniciación.

-SISTEMAS DE DOS PASTAS: Se extraen cantidades aproximadamente iguales extendiéndolas sobre un block de papel tratado para proceder a su mezcla. Un error de hasta un 30% en el cálculo de las cantidades no produce cambios significativos en las propiedades del material fraguado. Dependiendo de la viscosidad de las pastas, puede ser necesario mezclarlas antes de utilizarlas, para evitar que sedimente la fase inorgánica.

Los sistemas de dos pastas son todos de activación química, y es muy importante el tiempo de trabajo a partir del momento de la mezcla. Se debe insertar inmediatamente el composite recién mezclado y dejar que polimerice toda la masa. En este caso, hay que mezclar los tonos o añadir los tintes a la pasta base para obtener el color buscado antes de mezclar dicha pasta con el catalizador. Aunque la polimerización total de un sistema autopolimerizable produce una polimerización uniforme en toda la masa excepto en un estrato inhibido por el aire, también induce una gran contracción interna a la vez y genera tensiones a nivel de la unión con el margen del esmalte. Las ventajas de la fotopolimerización han limitado considerablemente las aplicaciones de los composites autopolimerizables, y ya sólo se utilizan para la reconstrucción de muñones alrededor de pins de retención.¹⁹

-SISTEMAS DE UNA SOLA PASTA PARA FOTOINICIACIÓN

Para iniciar la polimerización de los sistemas de una sola pasta se utiliza una luz azul visible, procedente de una lámpara incandescente que emite una radiación azulada(460nm). Se usan filtros con el fin de eliminar cualquier radiación ultravioleta, la radiación llega a la superficie del diente por una varilla de curva de cuarzo que facilita el acceso clínico, a través de una haz flexible de fibras de

cuarzo acoplado a una pieza de mano de fibra óptica por un tubo transmisor lleno de líquido.

Se han realizado diferentes estudios para medir la intensidad de las diferentes fuentes lumínicas y el pico de la distribución espectral de la radiación emitida.

Las longitudes de onda máximas oscilan entre 450 y 490nm. No fue fácil establecer una correlación entre las intensidades medias en estos estudios, pero parece que oscilan entre los 200 y 300%.

Un composite de 0.5% de peso de canforoquinona tiene un pico máximo de absorción a 470nm. y, por consiguiente; puede reaccionar mejor a diferentes fuentes lumínicas, con algunas más lámparas, la intensidad lumínica disminuye un 25% si el voltaje de la línea disminuye un 6%, pero esa reducción es sólo del 10% en las lámparas que disponen de un regulador de tensión en su instalación. En general, el rendimiento de las lámparas disminuye con el uso continuado, y la intensidad lumínica no es uniforme en todas las zonas de la punta de iluminación; dicha intensidad es máxima en la zona central. Además, la intensidad de la luz disminuye al aumentar la distancia a la fuente lumínica, en proporción casi lineal al algoritmo de la intensidad/distancia. Aunque, la intensidad es importante para la profundidad de la polimerización, se ha comprobado con algunos productos que una disminución de la intensidad a la tercera parte sólo se traduce en una disminución de la profundidad de polimerización del 15%.

Las resinas fotopolimerizables en jeringas opacas tiene una vida útil de unos 12 meses a la temperatura ambiente, pero se puede prolongar considerablemente su viabilidad guardándolas en un refrigerador.

La pasta es bastante viscosa y no es necesario removerla para mantener la distribución correcta de las partículas. Dado que no necesita mezcla, se evita

la incorporación de burbujas de aire y se obtienen restauraciones más compactas, se pueden coger del block de papel pequeñas cantidades e introducirlas en la preparación cavitaria con instrumentos. Se puede colocar el composite en una jeringa e inyectarlo en la preparación cavitaria. Los composites de una sola punta se presentan también en cómpules.

Existen diferentes tonos de cómpules, identificados por tapas removibles de diferentes colores, que se corresponden con un código de colores de referencia. Una de las mayores ventajas de las resinas fotoiniciadas consisten en que tienen un tiempo de trabajo prolongado que el odontólogo puede controlar y modificar de acuerdo a sus necesidades. El control del tiempo de polimerización permite aplicar y polimerizar pequeñas cantidades de composite, utilizar diferentes tonos del material en una misma restauración y compensar la contracción de polimerización de cada capa. El tiempo y profundidad de polimerización de un material dependerán de la intensidad y la penetración del haz lumínico.

Un material que tenga un coeficiente de absorción muy bajo polimerizará en todo su espesor. La presencia de sustancias que absorben las radiaciones ultravioletas para estabilizar el color, los colorantes fluorescentes utilizados para mejorar los resultados estéticos o una concentración excesiva de iniciador pueden tener un efecto negativo sobre el grado de polimerización y provocan algunas diferencias entre los productos comerciales, aunque el riesgo es que los tejidos blandos circundantes pueden resultar dañados inadvertidamente al exponerlos a la luz visible, se deben tomar las precauciones necesarias para evitar daños en la retina debidos a la exposición de los ojos al haz de luz por algún tiempo durante la aplicación clínica de este sistema. Existen diferentes dispositivos que filtran la radiación visible para que el odontólogo pueda vigilar directamente el proceso de

polimerización: gafas, protectores planos que se puedan colocar sobre el campo de visión y protectores curvos que se pueden acoplar directamente a la pieza de mano que emite la radiación lumínica.¹⁹

PROPIEDADES DE LAS RESINAS DE COMPOSITE

Las propiedades de un composite dependerán del tipo de matriz resinosa, de la integridad del acoplamiento entre la matriz resinosa y el relleno inorgánico, del tipo de porcentaje de las partículas de relleno y del tamaño de dichas partículas.²⁰

RESPUESTA PULPAR

A la hora de considerar el efecto que produce un composite sobre la pulpa, no resulta fácil diferenciar el efecto de los componentes del propio composite, del trauma de la preparación cavitaria y de las secuelas como las microfiltraciones que se producen por los márgenes.

Estudios de citotoxicidad sugieren que los composites polimerizados probablemente irritan mínimamente el tejido pulpar, sin embargo, si la resina no se polimeriza completamente puede producir daños, debido a la presencia de monómeros sin polimerizar y a los complejos tensoactivos que se forman entre los componentes de bajo peso molecular de los sistemas iniciadores fotoactivados. La resina puede quedar incompletamente polimerizada en una restauración si se aplica en capas generosas o en túbulos dentinarios abiertos en los que la presencia de aire o humedad inhiben la polimerización.²⁰

Se considera que el HEMA es un componente esencial de la mayoría de los composites fotoactivados; es muy hidrófilo y alergénico. Incluso con una fotoactivación correcta no se combina todo el HEMA, quedando libre una parte,

que puede provocar una respuesta alérgica. Se ha comprobado que el HEMA puede atravesar los túbulos dentinarios y alcanzar el tejido pulpar.

MICROFILTRACIONES:

Antes de colocar una restauración se graba con ácido el esmalte para poder conseguir la unión mecánica. Algunos especialistas recomiendan grabar también la dentina para potenciar la unión mecánica. Existen bastantes pruebas de que el grabado ácido de la dentina no provoca inflamación pulpar, ya que la dentina amortigua los ácidos y éstos no alcanzan el tejido pulpar. No obstante, el grabado ácido elimina el barrido dentinario y abre los túbulos, permitiendo un flujo positivo del líquido dentinario, que incrementa la humectabilidad de la superficie dentinaria. Además, si se producen posteriormente filtraciones marginales, el camino hacia la pulpa estará más despejado y el tejido pulpar estará más expuesto a la irritación.²¹ A menos que se pueda garantizar el sellado marginal de la restauración, existe un riesgo considerable de sensibilidad, caries e irritación pulpar debido a la falta de adaptación, las microfiltraciones y el acceso de las bacterias y sus toxinas.²¹

IRRITACIÓN POR LA LUZ ACTIVADORA

La exposición oscilar prolongada a la luz visible de 470nm de longitud de onda, puede llegar a causar daños en la retina; por consiguiente, se debe emplear una pantalla protectora en todo momento. La intensa de luz visible que emiten algunas unidades de fotocurado, puede dañar también el tejido pulpar. Se han medido aumentos de temperatura de 0.5-10°C en capas de dentina de 1-2 mm de espesor, este calentamiento puede dañar la pulpa.²¹

RESPUESTA A LOS TEJIDOS GINGIVALES

La experiencia clínica y experimental demuestra que las células responden peor a los composites que a los ionómeros de vidrio, parece que la resina incompletamente polimerizada (especialmente en aquellos materiales con un bajo contenido de relleno) es un irritante tisular. Además, si el material no libera fluoruros, la placa no encuentra ninguna resistencia en la superficie de las restauraciones de composite, y tiende acumularse en cualquier irregularidad o porosidad.²²

ABSORCION ACUOSA Y SOLUBILIDAD

La porción acuosa es mayor en los composites de microrrelleno ($1.5-2 \text{ mg/cm}^2$) que en los híbridos y de macrorrelleno ($0.6-1.1 \text{ mg/cm}^2$) debido al mayor volumen porcentual de resina. Un cierto grado de porción acuosa puede resultar beneficioso en una restauración de composite recién colocada, ya que producirá una cierta contracción que contrarrestará en parte la contracción de polimerización. Una vez que se completa la reacción química de fraguado, la resina tiene una solubilidad relativamente reducida ($0.01-0.06 \text{ mg/cm}^2$)

La porción acuosa y la solubilidad de los diferentes composites pueden variar en función de:

- El tipo y la proporción de monómeros y diluyentes, los materiales a base de dimetacrilato de uretano suelen manifestar menor porción y solubilidad.
- La proporción de relleno y resina, cuanto menor sea la proporción de relleno, mayor será la de matriz y, por consiguiente, también será mayor la porción.

- El grado de polimerización, si se reduce el tiempo de fraguado en un 25% se multiplica por 2 la porción y se multiplica por 4-6 la solubilidad. Una polimerización incorrecta altera gravemente la longevidad y la estabilidad cromática de los composites.²³

DEGRADACION DEL MEDIO ORAL

El desgaste in vivo es un proceso muy complejo e incluso en las zonas que no soportan ninguna carga, la superficie del composite experimenta una degradación como consecuencia de los cambios químicos, fisicoquímicos y térmicos. El reblandecimiento y agrietamiento de la superficie potencian los efectos de la abrasión por las cargas soportadas, pudiendo incrementar la porosidad superficial. Los grupos metacrilato sin reaccionar aceleran la degradación.

- La degradación hidrolítica de los rellenos de vidrio de bario o estroncio puede incrementar la presión a nivel de la unión entre la resina y el relleno, dando lugar a la aparición de grietas.
- Los composites de microrrelleno son menos sensibles a la degradación hidrolítica.²²

ESTABILIDAD CROMÁTICA

En el medio oral, los composites pueden sufrir una extensa pigmentación superficial, cambios intrínsecos de color o ambos.

La absorción acuosa alcanza su nivel máximo en los 7-10 primeros días tras la aplicación, antes de que se complete el fraguado químico, y los agentes muy colorantes como el té, el café o los refrescos de cola pueden incorporarse a la superficie hasta una profundidad de 3-5µm. A largo plazo, la porosidad o las

irregularidades superficiales producidas por el desgaste o la degradación clínica pueden favorecer la incorporación de los colorantes de las bebidas y los alimentos. Estos problemas se acentúan si el composite no ha polimerizado completamente. El color intrínseco cambia tanto en los composites autopolimerizables como en los fotopolimerizables. Muchos de los materiales autopolimerizables se amarillean considerablemente al cabo de 1-3 años, debido a la oxidación del exceso de amina del sistema iniciador, lo que puede obligar a sustituirlos.²²

Los composites activados por la luz visible pierden intensidad cromática y pueden volverse más translúcidos durante la aplicación y la polimerización. La intensidad cromática puede seguir disminuyendo durante las 24-48 horas siguientes; esto probablemente por la descomposición de la canforquinona. A largo plazo, el color de los composites fotopolimerizables es relativamente estable, siempre que la resina haya polimerizado correctamente.²³

CINEMÁTICA DE LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN:

Proceso complejo en el cual se generan fuerzas que expresadas sobre una superficie (pared cavitaria) se transforman en tensiones internas en la estructura del material, pudiendo quedar como tensiones residuales finalizado el proceso de polimerización.²⁴

Estas tensiones deben disiparse en base a :

- Deformación del material que se manifestará externamente si existieran superficies "de escape" suficientes (situación favorable para una restauración exitosa).

-Generar una desadaptación a nivel de los márgenes, estableciendo una vía de acceso para elementos agresivos para el complejo dentino pulpar si la adhesión no es adecuada o si no existieran superficies de escape suficientes (sensibilidad postoperatoria y caries secundaria consecutiva).

-Si la unión diente-restauración no es buena, la estructura dentaria puede deformarse generando pequeñas fisuras a nivel del esmalte, sensibilidad postoperatoria y predisponiendo al diente a una fractura.

Esta problemática es un desafío para el odontólogo e impone algunas limitaciones en la aplicación de técnicas directas de estos materiales.

La polimerización causa entonces una disminución en el volumen de una resina compuesta es decir que ésta se vuelve más pequeña. Como al mismo tiempo está adherida a un conjunto de paredes fijas e inamovibles, queda "estirada", creando tensiones entre la resina compuesta y la superficie de adhesión.²⁵

La tensión está relacionada con la cantidad de esfuerzo (contracción) y el módulo de elasticidad de la resina compuesta.

Esta relación está gobernada por la ley de Hooke, que explica: $T = e \cdot E$, donde T es la tensión, e el esfuerzo y E el módulo de elasticidad.

Esto significa que dos resinas que tienen la misma contracción (esfuerzo), pero diferente módulo de elasticidad, ejercerán distintas tensiones sobre la interfase adhesiva. Para considerar la tensión que ejercerá la resina sobre la interfase (T) (que posteriormente podría causar desadaptación con filtración) habrá que considerar su contracción (e) junto con su módulo de elasticidad (E).

FASES PRE GEL, GEL Y POST GEL.

La resina compuesta empieza siendo un fluido muy viscoso que cambia a un sólido muy rígido.

Cualquier tensión que se aplica a un fluido viscoso dará como resultado un flujo que anula la tensión. Es decir que la tensión se absorbe en ese fluido viscoso. Por lo tanto las tensiones que se generan en la polimerización pueden ser amortiguadas si el material se encuentra en ese estadio viscoso y no afectarán a la interfase adhesiva ni a la superficie con la acumulación de tensiones.

En este estadio (fase pre gel) la relajación de las tensiones se produce en el material. En la polimerización de las resinas existe un punto de gelación.

PUNTO GEL

El proceso de polimerización es complejo. Al principio, se forman cadenas poliméricas lineales, las cuales se van ramificando, formando cadenas cruzadas entre las cadenas lineales, constituyendo una verdadera red polimérica. A medida en que las cadenas poliméricas van aumentando en tamaño, aumentan también su peso molecular y su dureza. El momento en que la resina pasa del estado fluido al estado viscoso es denominado “punto gel”. Este punto es muy importante, porque a partir de ello la resina adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrir y comienza a transferir el estrés generado en la contracción de polimerización a la interfase diente-restauración (superficie adherida). La contracción de polimerización que ocurre antes del punto gel es denominada de

contracción pre-gel.²⁰ En la fase pre-gel, las moléculas pueden deslizar y adquirir nuevas posiciones y orientaciones, compensando el estrés de contracción de polimerización. En esta fase, el estrés de contracción generado no es transferido para la interfase de unión, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. Sin embargo, después del punto gel, conocida como fase post-gel, la capacidad de escurrimiento de la resina queda restringida, debido al aumento de ligaciones cruzadas ya establecidas en la matriz. Toda fuerza de estrés de contracción generado a partir de ese punto será transferido para la interfase de unión diente-restauración.

La contracción total es definida como la suma de la contracción pre y post-gel. El estrés desarrollado durante la contracción puede generar fuerzas capaces de romper la resistencia adhesiva de la restauración a las paredes cavitarias. Recientemente, se ha propuesto como forma de minimizar el estrés de la contracción de la polimerización el alargamiento de la fase pre-gel de la resina compuesta. Una importante característica de las resinas químicamente activadas es el menor estrés de contracción desarrollado durante la polimerización, en virtud de su fase pre-gel larga.

Las resinas fotopolimerizables poseen una polimerización más rápida, con menor capacidad de escurrimiento. Teóricamente, cuanto menor la capacidad de escurrimiento de la resina, mayor el estrés de contracción, lo que es decisivo para el proceso adhesivo²⁶

Con las resinas que polimerizan químicamente la contracción (o el esfuerzo) se inicia al comenzar la mezcla del material, como éste se encuentra todavía en estado

fluido, amortigua ese esfuerzo. El punto de gelación es más lento de alcanzar generando una gran amortiguación del esfuerzo. Al material polimerizado le queda una pequeña parte para amortiguar esa contracción. Debido al retraso de ese punto de gelación donde se prolonga el estadio viscoso, la contracción final es menor. Por eso es que las resinas autopolimerizables contraen menos.

Entonces el proceso de contracción total del material puede dividirse en dos etapas bien diferenciadas que coinciden con las del proceso de polimerización:

- Fase pre- gel: el composite todavía fluye, "acomodándose" sobre la zona de adhesión, amortigua tensiones, evitando desadaptaciones marginales.
- Fase post-gel: después de la gelación, el composite no fluye y no compensa las tensiones generadas; se produce así una acumulación significativa de tensiones en la interfase adhesiva y sobre la estructura dentaria adyacente.

Los métodos que retrasen el inicio del punto de gelación producirán resinas compuestas con menos esfuerzos residuales y por lo tanto menos tensión en la interfase adhesiva y desadaptaciones marginales.²⁷

FACTOR C

Cuando polimerizamos una resina tratará de contraerse, pero como supuestamente está adherida a las paredes cavitarias (superficie adherida), no podrá hacerlo y utilizará como lugar de escape de tensiones la superficie de la restauración (superficie libre). La resina se contrae entonces hacia las paredes de la cavidad (y no hacia la fuente de luz como muchas veces se dijo).

Surge entonces un problema: las cavidades tienen más de una pared y cada pared "tira" para su lado, generando un juego de tensiones donde la pared con más bajo valor de adhesión sufrirá el despegamiento de la restauración.

Surgió entonces un concepto, el factor de configuración de las preparaciones dentarias, factor C, que procura analizar el riesgo de las diferentes preparaciones o cavidades de sufrir desadaptación marginal por contracción de polimerización.

Se puede definir al factor C, como el resultado de dividir la cantidad de paredes donde habrá adhesión (superficie adherida) por la cantidad de paredes libres de adhesión (superficie libre).

Entonces $C = \text{Sup. Adherida} / \text{Sup. Libre}$.

Este índice aumentará en preparaciones oclusales clase I (donde será 5) y disminuirá a medida que existan más superficies libres (o de escape) o disminuyan las de adhesión (clases V y clases IV).

Por lo tanto a mayor factor C, existen más riesgos de desadaptaciones marginales.

MANIOBRAS PARA CONTROLAR LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN DE LOS MATERIALES RESINOSOS

Cuando restauramos con resinas compuestas (o sus derivados), no se necesita generar planimetría cavitaria (dirección de paredes, escuadrado de ángulos) como forma de retención. Tampoco se indica realizar extensiones por prevención o resistencia (eliminación de esmalte sin soporte, etc.). El mecanismo de retención de estos materiales difiere sustancialmente de otros (amalgama) donde es necesario establecer una traba mecánica. Con los materiales resinosos empleamos a la adhesión (mecanismo que une partes a través de uniones micromecánicas o químicas) como mecanismo de retención.

La forma de la preparación cavitaria será dada por la lesión de la pieza dentaria, una vez eliminados los tejidos afectados. Esto da una gran ventaja, siendo conservadores en el desgaste de tejidos al preparar la pieza.

Pero el hecho de generar preparaciones más extensas con el uso de estos materiales, no será desventajoso sólo por el desgaste de tejidos sino también por el comportamiento del material al polimerizar.

Se sabe que esas tensiones y la reducción volumétrica del material aumentan conforme sea mayor volumen del material empleado. Entonces, cuando restauremos con composites u otro material resinoso, no deberemos ampliar innecesariamente el volumen cavitario, realizaremos entonces preparaciones que se limiten a quitar los tejidos afectados. A este tipo de preparación la llamaremos preparación adhesiva, para diferenciarla de las convencionales.

Sabiendo entonces que a mayor volumen de composite, tenemos mayor probabilidad de tener complicaciones, podemos reducir su volumen de algunas formas: reemplazando la dentina perdida por un material con propiedades mecánicas muy similares como el ionómero vítreo.

Aquí debemos aclarar que su utilización para esta finalidad deberá diferenciarse de la clásica base cavitaria, donde el material se coloca solamente en el piso cavitario.

En estas situaciones se colocará un volumen mayor de material que cubrirá piso y paredes, rellenando socavados dejando solamente un espacio para colocar el composite a manera de esmalte (1 ó 1.5 mm de acuerdo al caso).

Se creará entonces un verdadero sustituto de la dentina perdida (algunos autores lo llaman también dentina artificial). Para diferenciar los conceptos con la clásica base cavitaria podemos llamar a esta maniobra relleno.

Tal vez lo más significativo que se produce con esta situación es el ocupar la mayor parte del volumen cavitario con un material que no se contrae al endurecer, minimizando entonces el problema.

Para realizar esta maniobra se pueden utilizar ionómeros vítreos convencionales (donde su única reacción de endurecimiento es una reacción ácido-base) o modificados o reforzados con resina (donde además endurecen por una reacción de polimerización). También resultan muy útiles las formas de presentación encapsuladas; ahorran tiempo y dan mayor facilidad de inserción, además de asegurar una correcta dosificación de los componentes.

Han aparecido recientemente en el mercado ionómeros vítreos que poseen una viscosidad mayor, lo que genera más facilidad en la colocación dentro de la cavidad ya que pueden ser "empaquetados".²⁸

Sería también interesante considerar el uso del ionómero vítreo en general y a los molares en particular como reemplazo del cemento de óxido de zinc - eugenol como material para inactivaciones u obturaciones intermedias. Aquí el OZE presenta grandes desventajas:

1. No posee adhesión a los tejidos dentarios
2. Posee altos índices de filtración marginal
3. Debido a la presencia del eugenol actúa como "anestésico pulpar" pudiendo enmascarar algún cuadro inflamatorio (al difundir el eugenol al tejido conectivo se despolariza el impulso nervioso durante meses y aún años).
4. Tiene bajas propiedades mecánicas
5. Podría interferir con la polimerización de las resinas.

Sobre la base de estas características no deseables debería descartarse su uso como base cavitaria y como relleno.

Otro elemento de notable importancia para contrarrestar la contracción de polimerización (CP) es el poder adherir firmemente el material a las paredes cavitarias y de esa forma (con la fuerza adhesiva) oponerse a la fuerza que tiende a despegar a ese material.

Por lo tanto, cuanto mayor fuerza adhesiva desarrollemos con la técnica adhesiva previa a la inserción del material, mejores resultados obtendremos. Puede decirse que el valor necesario será aquel que supere a la tensión máxima que pueda generarse sobre la interfase.

Si la adhesión es buena, las tensiones pueden también trasladarse a la estructura dentaria adyacente, generando deformación dentaria (fisura, y/o fracturas). Por lo que será necesario cumplir con las maniobras que tiendan a disipar esas tensiones a nivel de los márgenes además de buscar solamente una alta resistencia adhesiva del material.

Se considera que la contracción de polimerización "tira" en el orden de los 10 MPa; al lograr al menos 15 MPa de adhesión estaremos en terreno seguro.

Lograr adhesión en esos valores es sencillo a nivel del esmalte con la técnica de grabado ácido indudablemente no lo es al nivel de la dentina.

La capa híbrida puede considerarse como resultado de la integración de los componentes resinosos del sistema adhesivo y de los componentes del tejido dentinario. Sintéticamente se produce una desmineralización superficial de la dentina (10 micrones) con algún agente ácido (el más comúnmente utilizado es el ácido fosfórico al 37 %).

Posteriormente estas resinas copolimerizarán con otras hidrofóbicas que a su vez lo harán con las que forman parte de la matriz orgánica del composite.²⁷

Queda expuesta la existencia de tres pasos claramente diferenciados en la técnica actual de adhesión a dentina:

- Desmineralización (grabado): agente ácido
- Impregnación (imprimación): resinas hidrofílicas o "primer"
- Adhesión: resinas hidrofóbicas en el adhesivo o "bond".

Estos tres pasos y sus respectivos componentes pueden presentarse por separado o bien combinados dando lugar a diferentes presentaciones comerciales de los productos.

DUREZA

El número de dureza Knoop es el sistema que se utiliza normalmente para medir la dureza superficial de los composites. Los diferentes materiales tienen los siguientes valores medios:

- Composites híbridos y de macrorrelleno: 35-65 Kg. /mm²
- Composites de microrrelleno: 18-30 Kg. /mm².

Se puede aumentar en un 2-4% la dureza superficial de una restauración volviendo a polimerizar después de completar el ajuste oclusal y el acabado.²⁷

DESGASTE

El desgaste clínico de un composite es un fenómeno complejo, además de una degradación química-hidrolítica subyacente de sus componentes, se puede producir una degradación física atribuible a otros dos factores:

- La abrasión, asociado a la indentación y la formación de arañazos
- La fatiga, asociada a las tensiones intermitentes

Los intentos de establecer una correlación clínica entre el desgaste y determinadas propiedades físicas han sido relativamente infructuosos. Se han ideado numerosas pruebas de abrasión entre dos y tres cuerpos para simular las condiciones causantes del desgaste del composite en la práctica clínica, pero estas pruebas no han permitido establecer con exactitud el patrón de desgaste en el entorno oral.

Independientemente del composite, el desgaste clínico provoca la aparición de irregularidades en la superficie de la restauración, debido en parte al rayado de las partículas de microrrelleno y en parte a la pérdida de partículas y a la fricción en el caso de los composites de microrrelleno. En las zonas sometidas a mayores cargas se pueden formar microgrietas en la superficie de la restauración y también por debajo de las partículas de macrorrelleno desplazados.

Gracias a la resistencia algo mayor al desgaste que poseen los composites con mucho microrrelleno, este tipo de materiales es más resistente al desgaste por deslizamiento.

El desgaste del esmalte en contacto con un composite en una zona de carga dependerá del tipo de composite. Las partículas de relleno más gruesas producen arañazos de mayor tamaño; por consiguiente, el esmalte en contacto con las mismas se desgastarán más el esmalte oponente que aquellos que contienen rellenos de vidrio de bario, estroncio y otros.²⁹

RIGIDEZ

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material.

- Composites de microrrelleno: 4-8 Gpa.
- Composites híbridos y de macrorrelleno: 8-19 Gpa.

Los composites con mayor proporción de relleno poseen mayor rigidez, prácticamente igual a la dentina (18-15Gpa.). No obstante, son bastante menos rígidos que el esmalte (82,5 Gpa), que es componente dental al que normalmente sustituyen.²⁵

RESISTENCIA A LA FRACTURA O TENACIDAD

Este parámetro mide la energía necesaria para la propagación de una grieta por un material; es decir, indica la resistencia al crecimiento de las grietas. Los composites más tenaces son los que contienen más relleno y partículas más gruesas.

-Composites de microrelleno: $0,7-1,2 \text{ MNm}^{-1.5}$

-Composites de partículas pequeñas: $0,9-1,3 \text{ MN m}^{-1.5}$

- Composites de partículas grandes, híbridos, macrorrelleno: $13, 4-2,0 \text{ MNm}^{-1.5}$

- Composites reforzados con fibras: $3,0 \text{ MN m}^{-1.5}$

La resistencia a la fractura tiende a disminuir con el paso del tiempo en el medio oral debido a la porción acuosa y la degradación.²⁹

CREEP

Mide la deformación permanente progresiva que experimenta un material bajo el efecto de las cargas oclusales. Los composites de microrrelleno tienen un creep mayor debido a que contienen una proporción de matriz resinosa mayor que otros tipos.

También se pueden deformar las partículas prepolimerizadas (bloques de relleno).

La absorción acuosa incrementa y reduce la recuperación del creep.³⁰

RESISTENCIA

La medición de las características de resistencia de los composites (como la resistencia final a la compresión y la resistencia a la tracción) tiene una relevancia clínica dudosa.

No obstante, puede ser de utilidad medir la resistencia transversal aplicando fuerzas de flexión a una barra de composite. Los resultados oscilan entre 45Mpa y 125Mpa, correspondiendo los valores más bajos a los composites de microrrelleno.³⁰

RADIOPACIDAD

La radiopacidad de las restauraciones, permite al odontólogo detectar caries secundaria (recidivamente), especialmente en los márgenes gingivales de las restauraciones proximales.

Los composites poseen una radiopacidad estable en un medio acuoso, que no disminuye con el paso del tiempo. Dado que las caries y los defectos marginales se detectan mejor con un material que posea una radiopacidad similar a la del esmalte, el diagnóstico de las caries puede resultar más fácil con los composites que con la amalgama.³⁰

TIEMPO DE FRAGUADO Y DE TRABAJO

Los tiempos de fraguado de las resinas de composite autopolimerizables oscilan entre 3 y 5 minutos.

Se han obtenido curvas de exotermia y realizado mediciones reológicas para establecer el tiempo clínico de fraguado y el tiempo final de fraguado de los composites. Los cambios que se observan en la viscosidad de los composites autopolimerizables durante el proceso de fraguado están relacionados con la matriz

de resina y no dependen para nada del tamaño de las partículas ni de la fracción volumétrica de relleno inorgánico. La velocidad con que aumenta la viscosidad guarda menos relación con el relleno que con la concentración del iniciador, el tipo y contenido diluyente y la estructura básica del polímero del producto comercial utilizado en cada producto comercial.³¹

El tiempo de fraguado de las resinas fotopolimerizables no puede medirse en términos de cambio de viscosidad. El comienzo de la reacción depende específicamente de la aplicación del haz de luz al material, y aproximadamente un 75% de la polimerización se produce durante los primeros 10 minutos. La reacción de polimerización continúa durante un periodo de 24 horas. No llegan a reaccionar todos los dobles enlaces insaturados carbono-carbono, en los estudios realizados se ha observado que un 25% de los enlaces de la masa de la restauración quedan sin reaccionar. Si no se protege la superficie de la restauración contra el aire mediante una matriz transparente, puede inhibirse la polimerización y el porcentaje de dobles enlaces carbonados sin reaccionar puede llegar al 75% en la capa pegajosa superficial. Aunque se puede acabar la restauración con abrasivos y puede entrar en funciones a los 10 minutos, no alcanzarán las propiedades físicas óptimas hasta 24 horas después de iniciarse la reacción.

Para la mayoría de las resinas fotopolimerizables existe un periodo de tiempo crítico después de extender la pasta sobre el papel durante el cual el composite fresco fluye sobre la superficie dental en condiciones óptimas. Después de 60-90 segundos de exposición a la luz ambiental, la superficie del composite parece perder su fluidez sobre la estructura dental y cada vez resulta más difícil trabajar con el material.²⁴

CONSIDERACIONES CLINICAS DE LOS COMPOSITES:

PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN

La única reacción de fraguado que se puede producir en un composite fotoactivado es la que se pone en marcha al exponer la resina a una luz con una longitud de onda adecuada. El material no experimentará ninguna otra reacción química. En el momento de aplicar el composite se habrán convertido un 40- 60% de los enlaces disponibles. A partir de ese momento, en la mayoría de los composites el proceso progresa como mucho otro 10% durante los dos días siguientes.

Si no se fotopolimeriza un composite hasta el fondo de la restauración, las repercusiones clínicas para la viabilidad y la longevidad de la restauración serán importantes. Si la resina no polimeriza por completo, correrá especial peligro la adhesión a la estructura dental subyacente, sobre todo a nivel de los bordes que existan entre la dentina y la restauración, aunque el material se una bien a la dentina, se podrá producir un fallo cohesivo.²⁶

En la profundidad de polimerización influyen distintos factores:

- El grado de polimerización es menor al aumentar la profundidad.
- La profundidad de polimerización aumenta con el tiempo de exposición. La polimerización durante 40 segundos alcanza mayor profundidad que 20 segundos.
- Cuanto más relleno contenga la resina y mayor sea el tamaño de las partículas, mayor será la profundidad de polimerización.

Las resinas de microrrelleno polimerizan hasta una profundidad de 2-3 mm., mientras que las resinas híbridas pueden polimerizar hasta una profundidad de 4-5 mm.

- Los materiales más translúcidos polimerizan hasta mayor profundidad.

-Las lámparas fotopolimerizadoras proporcionan una emisión lumínica que varía con el tiempo y con las fluctuaciones de la corriente eléctrica. Conviene comprobar con frecuencia la eficacia de cada unidad.

- La polimerización prosigue a un ritmo apreciable durante los 20 minutos posteriores a la activación y después a menor ritmo durante un día como mínimo.

-Se debe colocar la punta de la fuente de luz lo más cerca posible de la restauración, y nunca a más de 4 mm. de distancia.

- La profundidad de polimerización debe medirse desde la superficie anterior de la luz activadora.

- La fotopolimerización a través de la estructura dental merma la profundidad de polimerización en la misma medida que a través de un composite de opacidad.

DEFECTOS MARGINALES RELACIONADOS CON LAS CARGAS OCLUSALES:

Existen cuatro tipos de defectos oclusales en relación con las restauraciones de composite.

- Fractura superficial del exceso de composite.

- Formación de grietas: “zanjeamiento”, fractura marginal.

- Vacíos o porosidades, aire atrapado entre la restauración y el diente durante la colocación de la primera.

- Desgaste; exposición progresiva de la pared cavitaria de orientación axial.

- Los composites relativamente bastos suelen desgastarse por los márgenes, mientras que los híbridos tienden a mellarse (formar grietas además de desgastarse). Los composites de microrrelleno se mellan y sufren fracturas superficiales debido a su escasa tenacidad, resistencia a la tracción y módulo

elástico, a una contracción de polimerización relativamente elevada y a su coeficiente de contracción térmica.²⁶

APLICACIÓN GRADUAL

Las tensiones que genera la contracción de polimerización pueden provocar algunos problemas clínicos relevantes. La contracción de fraguado de los composites fotoactivados induce una tensión de unos 17MPa a nivel de la superficie de unión entre la restauración y la estructura dental (tanto del esmalte como dentina). Esta tensión puede alterar la unión mecánica conseguida con el grabado ácido y la aplicación de un adhesivo. Sin embargo, si se puede controlar la contracción, los cambios dimensionales que produce posteriormente la expansión térmica apenas tienen consecuencias clínicas.

Un composite fotoactivado empieza a polimerizar por la superficie más próxima a la luz activadora y se contrae alejándose de otras zonas. La aplicación gradual consiste en colocar el composite en pequeñas cantidades en zonas escogidas de la cavidad y dirigir la lámpara activadora de tal forma que, al polimerizar, la resina se contraiga hacia la estructura dental en lugar de hacerlo en dirección contraria. Dado que no es posible fotoactivar demasiado ningún composite, se recomienda que los incrementos sean tan pequeños como sea posible y que la luz activadora incida desde muchas direcciones durante la aplicación gradual. Sin embargo el tamaño y la posición de la primera aplicación y de dirección de la fotoactivación inicial tienen una importancia crucial en las posibilidades de éxito de la restauración.³¹

SELECCION DE LUZ ACTIVADORA:

La eficacia de una luz activadora puede variar considerablemente y la potencia de la lámpara disminuye con el paso del tiempo.

Es muy importante comprobar las lámparas con una frecuencia razonable, para lo cual existen aparatos de medición. Algunos fabricantes incorporan un medidor al aparato. Para conseguir una polimerización adecuada de una capa normal de composite en un tiempo de 40 segundos se necesita una intensidad mínima de 300 mW/cm², la punta de la lámpara debe tener un diámetro mínimo de 10 mm y debe estar siempre perfectamente limpia.

Conviene tener presente que la temperatura pueda aumentar hasta 10°C a una profundidad de 3. 2mm tras 20segundos de polimerización, y esto puede representarse un riesgo para la pulpa. La mejor protección consiste en aplicar una base de ionómero de vidrio para interceptar el aumento de temperatura.³¹

OTRAS APLICACIONES DE LOS COMPOSITES

Se han introducido modificaciones en la formulación del oligómero y en la cantidad y tipo de relleno para obtener productos específicos con aplicaciones muy especializadas.

- Veneers anteriores
- Adhesión de porcelanas
- Reconstrucción de muñones
- Restauraciones posteriores
- Ortodoncia
- Selladores de hoyos y fisuras.

2.2.2 POLIMERIZACION

POLÍMEROS SINTÉTICOS

Los materiales orgánicos están constituidos por moléculas formadas especialmente por átomos del tipo de los estudiados por la química orgánica.

Los materiales orgánicos de más antiguo uso son aquellos que se encuentran directamente en la naturaleza, como por ejemplo la madera.

Sin embargo, lo que ha ampliado al campo de acción de los materiales orgánicos en magnitud insospechada hasta hace no muchos años es el desarrollo de materiales orgánicos artificiales o sintéticos. Éstos tienen las características básicas de los materiales orgánicos, pero son obtenidos a partir de moléculas sintetizadas o conformadas en un laboratorio o industria.

Las moléculas de las que se parte para ello son de tamaño pequeño, es decir de bajo peso molecular. Debido a esta última característica, la posibilidad de atracción entre ellas es limitada y constituyen habitualmente un gas o un líquido. Es posible, sin embargo, lograr que varias de esas moléculas se unan por medio de uniones primarias covalentes.

De esta manera, la materia deja de estar constituida por moléculas pequeñas para estarlo por moléculas grandes o macromoléculas (unión de varias moléculas pequeñas). En este segundo estado, la energía de atracción entre las nuevas moléculas es mayor a la que se manifiesta entre las originales y es posible, entonces que el gas o líquido se transforme en un sólido o material orgánico sintético.

En resumen, un material orgánico sintético puede ser obtenido a partir de moléculas pequeñas que se denominan comúnmente monómeros generando una unión entre ellas para formar otras más grandes denominadas polímeros (lo que significa que tienen muchas partes), el proceso que se conoce con el nombre de polimerización, puede transformar la materia líquida o gaseosa en sólida.

Con frecuencia se hace referencia al material finalmente obtenido con la palabra “polímero”, que se refiere al material final y no a una molécula en particular. Así pueden utilizarse en forma indistinta denominaciones como “polímero” o “material polimérico” para designar a un material orgánico obtenido en forma sintética.

El proceso de polimerización puede describirse como: la formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones. Estos últimos son los monómeros y la cadena, la molécula de polímero. Según la forma en que se produce ese crecimiento se obtienen polímeros de estructura espacial lineal, ramificada o cruzada.

Esa distinta configuración espacial, además de la posibilidad de partir de moléculas de diferentes características en lo relacionado con los grupos químicos que la componen y la de variar la cantidad de moléculas de monómero que se unen para formar la molécula de polímero, brindan la posibilidad de generar materiales de propiedades finales significativamente disímiles.

Precisamente en función de sus características mecánicas más visibles y especialmente su rigidez o capacidad de resistir una deformación en condiciones ambientales normales se distinguen los plásticos, las resinas y los elastómeros.

FENOMENOS ANEXOS A LA POLIMERIZACION

Cuando un monómero se transforma en polímero se obtiene un material orgánico sintético o polímero pero, simultáneamente, es posible detectar dos fenómenos colaterales que deben tenerse en cuenta: el primero, se debe a que la polimerización representa un cambio de un ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía. La sustancia monómera tiene mayor energía que la sustancia polímero. Al producirse la polimerización, esa energía no puede perderse sino se transforma y libera en forma de energía térmica. Dicho en otras palabras, la reacción de polimerización es exotérmica y ello debe ser tenido en cuenta, ya que puede traer dificultades en ciertos trabajos en los que se usa la polimerización en materiales dentales.²⁷

El otro fenómeno se debe a la distancia que separa a las moléculas de monómero cuando está en ese estado respecto a la que las separa cuando integran la cadena de polímero. En el primer caso, la ligazón entre ellas es por uniones secundarias y por lo tanto, la distancia entre monómero y monómero es relativamente grande (algunas decenas de nanómetros). Al formar una cadena de polímero, reaccionan para unirse por covalencia y se acercan a una distancia mucho menor (centésimas de nanómetros). Esto hace que la masa de polímero ocupe un volumen menor que la misma masa de monómero y que, por lo tanto su densidad sea mayor. Para expresarlo en forma más sencilla; cuando un material se polimeriza, se contrae y tanto más cuanto mayor sea el número de moléculas por unidad de volumen que se unen para formar el polímero.

Esta contracción es tanto mayor cuanto menor sea el peso molecular de la molécula original, ya que para un mismo volumen será necesario unir mayor cantidad de ellas. Inversamente, si se parte de moléculas de mayor tamaño (de mayor peso molecular) la contracción que se produzca al polimerizar será menor.

MECANISMO DE POLIMERIZACION

La reacción de transformación de monómeros en polímeros puede hacerse de varias maneras. Los mecanismos más utilizados en la fabricación y uso de materiales dentales son la polimerización por condensación, la polimerización por apertura de anillos y la polimerización vinílica.³¹

En los primeros dos mecanismos citados reemplazan moléculas con grupos químicos capaces de reaccionar entre sí para generar la unión entre ellas. Así, partiendo de dos moléculas con un grupo reactivo apropiado en cada una, es posible obtener la unión entre ambas conformando lo que podría considerarse como un dímero (dos partes). Si los grupos reactivos en cada moléculas son dos o más, es posible generar la unión de muchas moléculas entre sí y obtener un polímero o material orgánico sintético, cuyas propiedades finales serán determinadas por las características de las moléculas originales, la estructura espacial generada y la cantidad de moléculas que constituyan cada una de las moléculas resultantes.

Existe una diferencia entre los mecanismos de polimerización postcondensación y por apertura de anillos.

En el primero de ellos el resultado de la reacción no es solo la unión entre las moléculas sino también la formación de subproductos de bajo peso molecular- agua- amoníaco, etc., que quedan al margen de la molécula de polímero. Un ejemplo es la formación del polímero conocido como “nylon”. Para llegar a obtenerlo se combinan moléculas con grupos amino y con otras del grupo carboxilo, la reacción entre estos grupos lleva a la unión entre las moléculas originales y la formación una molécula de agua por cada par de grupos reaccionantes.

En cambio, en la polimerización por apertura de anillos presente en una de las moléculas que reaccionan, el resultado es tan sólo el polímero final sin ningún subproducto adicional, un ejemplo de estas reacciones es la que da lugar a la obtención de los materiales epóxicos, algunos utilizados como selladores de conductos radiculares.

Por último el mecanismo de polimerización vinílica se diferencia de la polimerización por condensación por el hecho de que se obtiene el polímero y ningún tipo de subproducto. Asimismo, se diferencian de la polimerización por apertura de anillos en que no se parte de moléculas con dos grupos reactivos distintos que interactúan entre sí.

La polimerización vinílica se da entre moléculas no saturadas, entendiéndose por tales con dobles ligaduras entre átomos de carbono o sea las que derivan de la química de los alquenos. La denominación “polimerización vinílica” surge el hecho de la identificación como “vinílicos” que se hace de los grupos químicos con dobles ligaduras.

Para la obtención de moléculas de polímero por este mecanismo se requiere de monómeros con dobles ligaduras o monómeros vinílicos. El ejemplo más sencillo es la molécula de eteno o etileno. Otras más complejas pueden tener diversos grupos químicos adicionales o con dobles ligaduras, en lugar de una y todas ellas son capaces de formar polímeros por el mismo mecanismo.³²

Las dobles ligaduras representan un estado relativamente inestable y bajo condiciones fácilmente obtenibles se abre quedando las moléculas “activadas”, con valencia libres.

Como esas valencias libres no pueden existir, se saturan entre sí uniendo las moléculas y generando el polímero deseado que se acostumbra denominar anteponiendo el prefijo (poli) al nombre de la molécula del monómero – por ejemplo poli (etileno), etc.

MONOMEROS VINILICOS EN ODONTOLOGIA RESTAURADORA

Como sucede al considerar las propiedades finales de cualquier material orgánico sintético, las del material obtenido por polimerización vinílica serán diferentes según la molécula de la que se haya partido. Así la simple molécula de etileno genera un polímero básicamente de escasa resistencia a la deformación (un plástico). Inversamente, una molécula como la de metacrilato de metilo, donde la doble ligadura está acompañada de un grupo metilo y un grupo carboxilo eterificado genera un material de mayor rigidez: la resina acrílica.³¹

Por otro lado, el tamaño o peso molecular de la molécula de monómero que se utilice permite obtener distintas viscosidades cuando están en estado líquido y

generar diferentes grados de contracción como consecuencia de las respectivas reacciones de polimerización.

Las moléculas con grupos polares- por ejemplo- grupos hidroxilo como el hidrometacrilato de etilo o HEMA constituyen monómeros hidrófilos y polímeros de alta afinidad con el agua. La polimerización vinílica de ácidos como el acrílico o el linoleico genera polímeros y pueden disolverse en agua ionizándose formando iones de un polímero o “ionómeros” y posibilitando posteriores reacciones con cationes como las características de algunos cementos de uso en odontología.³²

Además es posible obtener propiedades intermedias entre las que generan dos o más moléculas vinílicas específicas, haciendo polimerizar juntos distintos tipos de monómeros con dobles ligaduras, por ejemplo, uno vinílico con uno acrílico no hay ningún inconveniente para lograr su unión al desdoblarse la doble ligadura ya que el mecanismo de la polimerización es exactamente igual. Lo obtenido en este caso no es un homopolímero como se denomina al polímero formado por monómeros todos iguales, sino un copolímero. Un polímero formado por cadenas en las que existen distintos monómeros. Se conoce al proceso de obtención de estos últimos como copolimerización.

EL PROCESO DE POLIMERIZACION VINILICA

ETAPAS DE POLIMERIZACION:

El proceso de polimerización vinílica se realiza en etapas que pueden ser diferenciadas en:

- Iniciación

- Propagación
- Terminación

En la situación de la cual se parte adhesivo líquido en el caso de la mayor parte de las técnicas restauradoras que son analizadas, todas las moléculas están presentes en estado de monómero, o sea con dobles ligaduras, y es necesario actuar de alguna manera sobre ellas para iniciar la polimerización. Esa iniciación o primera etapa del proceso de polimerización por adición se produce en el momento en que alguna o algunas moléculas del monómero desdoblan su doble ligadura.

La etapa de iniciación de la polimerización por adición es quizás la más importante de conocer al trabajar con materiales dentales y en las técnicas adhesivas en particular, ya que esa etapa comienza cuando el operador, profesional o auxiliar, decide que es necesario producir su transformación.³³

No por ello dejan de ser importantes las etapas siguientes: La propagación y la terminación por lo menos para el químico interesado en desarrollar un producto determinado.

TRABAJO DE POLIMERIZACION:

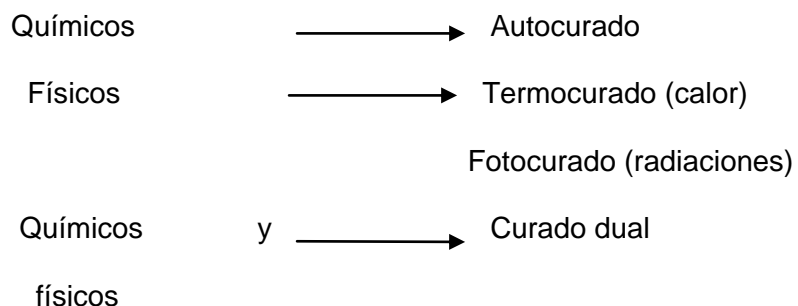
Las etapas del proceso de polimerización representan la realización de un trabajo desde el punto de vista físico. Por lo tanto puede establecerse que para obtener de forma satisfactoria un polímero final, deberá emplearse una cierta energía. Recuérdese que, en física, energía es la capacidad para realizar un trabajo.

En el caso del trabajo odontológico, la energía que puede ser manipulada por el operador-profesional o auxiliar es la empleada para la activación inicial del proceso. Una vez iniciado el trabajo, las etapas siguientes están acondicionadas por la

características de las moléculas y de modificaciones que son incorporadas y que está definido por decisiones tomadas por el que diseña el producto en particular (fabricante).

ACTIVACION DE LA POLIMERIZACION

Hay varias formas de hacer llegar energía a monómero para que active la iniciación de la reacción de polimerización vinílica. Esto se puede por medios químicos o físicos.



En la primera de las opciones se utiliza una combinación de agentes químicos denominados iniciadores y activadores, los cuales son proporcionados al operador en forma separada (dos componentes) y deben combinarse en el momento en que se desea provocar la reacción.

Con frecuencia, el iniciador está constituido por algún peróxido y el criador por algún producto nitrogenado del tipo de las aminas terciarias. Los productos que se trabajan de esta manera son conocidos como “autocurables”, “autopolimerizables” o de “activación química”.

Esta forma de generación del trabajo de polimerización puede derivar en algunos inconvenientes. El producto en uso debe ser trabajado en forma de una mezcla de dos componentes, el que incluye el iniciador y el que incluye el activador. Esa mezcla genera la incorporación de aire en la masa, ya que en la situación de trabajo real- especialmente la clínica –es imposible pensar en hacerlo bajo condiciones de vacío. El resultado final es entonces un material alterado por la presencia de porosidades.

Además, el tiempo disponible para la realización del trabajo de aplicación del material – colocación, adaptación y eventual conformación del adhesivo, está determinado por la velocidad de la reacción. Este a su vez es determinada por la composición del producto en particular que fue definida durante su fabricación.

A estas dificultades debe sumarse que la interacción entre las sustancias iniciadoras y activadoras genera grupos químicos que pueden ser inestables. De esta manera, las características ópticas del material y del cuerpo con él confeccionado pueden verse afectadas con el paso del tiempo.

Para obviar estos inconvenientes en el trabajo odontológico es frecuente emplear materiales orgánicos sintéticos en los que la iniciación de las reacciones de polimerización vinílica es activada por medios físicos.

En este caso, el operador puede decidir el momento en que hace llegar la energía física activadora, obteniendo así un mayor control del tiempo disponible para la manipulación. También se evita con ello la necesidad de mezcla de componentes (mas allá de la que sea necesaria en la preparación industrial y la generación de reacciones químicas adicionales).

Dos formas de energía física son aplicables en trabajos relacionados con la odontología:

Las generadas por el calor y las radiaciones electromagnéticas.

El uso del calor, es decir el empleo de productos “termocurables” o “termopolimerizables”, es posible en el trabajo en el laboratorio dental, pero no así en la situación clínica endobucal. El empleo de productos “fotocurables” o “fotopolimerizables”, en cambio, es posible en ambas situaciones.

Para algunas aplicaciones clínicas se diseñan productos en los que la activación de las reacciones de iniciación de la polimerización se lleva a cabo por medios químicos y también haciendo uso del fotocurado. Se acostumbra a denominarlos de “curado dual”.³⁴

2.2.3 FOTOPOLIMERIZACION

RADIACIONES PARA FOTOCURADO EN ODONTOLOGIA

ESPECTRO DE ONDAS ELECTROMAGNÉTICAS

Corresponde al ordenamiento de las diferentes radiaciones conocidas, de acuerdo con su longitud de onda.

Se pueden clasificar en 3 grupos: Onda corta, onda media y onda larga.

ONDA CORTA: longitud de onda inferior a 1 nanómetro.

RADIACIÓN CÓSMICA

UNIDADES DE MEDIDA

RADIACIÓN CÓSMICA	1 Micrómetro = 10 ⁻⁶ m
RADIACIÓN GAMMA	1 Nanómetro = 10 ⁻⁹ m
RAYOS ROENTGEN-Rx	1 Angstron = 10 ⁻¹⁰ m

RADIACION ULTRAVIOLETA

U.V.C. Corta: Entre 200 nanómetros, esta radiación germicida produce muerte celular y componente de los rayos solares, filtrada en gran parte por el Ozono en las capas atmosféricas. Es una radiación altamente peligrosa.

U.V.B. Media: Entre 290-320 nanómetros, llega con la radiación solar y es causante de quemaduras en la piel, conjuntivitis ocular, arrugas y queratosis en la piel, cáncer en la piel. Posee efecto acumulativo y tiempo de latencia. Es una radiación peligrosa por la cual debemos tomar protección.

U.V.L. Larga: 320-400 nanómetros, llega en gran cantidad con los rayos solares, en especial al medio día, causa de bronceado de la piel, puede ocasionar quemaduras dérmicas, conjuntivitis, en determinados paciente exacerbación viral, aftas, herpes etc.

La publicación de Birdsell en 1977, ocasiona el retiro de las unidades de este tipo de radiación.

RADIACIÓN DE LUZ VISIBLE:

La dispersión de la luz blanca a través de un prisma, nos muestra la descomposición de ésta en 6 colores: Espectro de luz visible. Los diferentes colores son refractados con diferentes ángulos por el índice de refracción del vidrio del prisma y la longitud específica de onda de cada color.³⁵

Los violetas poseen una longitud de onda más corta y los rojos los de longitud de onda más larga, ubicando así la franja de luz visible entre los 400 y los 700 nm.

Las unidades de fotocurado de luz visible, que empleamos para la fotopolimerización utilizan un rayo de luz azul con una longitud de onda promedio entre 460 y 480 nm.³⁵

En la gama de radiaciones de onda larga y por encima de los 700 nanómetros tenemos

- * Infra - rojos: de naturaleza térmica, tienen aplicaciones en fisioterapia y en binoculares para la visión nocturna.

- *Micro-ondas: Para las comunicaciones, con longitudes de onda inferiores a 1 metro.

- *Ondas de frecuencia modulada FM y Televisión.

- *Ondas de energía eléctrica, las ondas de longitud más larga del espectro.

En materiales de uso en odontología y especialmente en técnicas adhesivas es posible incorporar sustancias que, al absorber una radiación de una determinada longitud de onda, pueden desencadenar el trabajo de polimerización.

No es difícil notar que son pocas las radiaciones electromagnéticas que pueden adaptarse a situaciones como las que se encuentran en el accionar del odontólogo y sus auxiliares. Las de longitud de onda muy corta son inaceptables por ser incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere, por ejemplo, los rayos cósmicos, las radiaciones gamma, los rayos roentgen y algunas radiaciones ultravioletas cortas (menos de 300nm) son absorbidas por la materia constituyente de tejidos y células a los que dañan de diversa forma.³⁶

En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda como las ondas de radio o televisión, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían en forma continua sobre un material y no en el momento en que el profesional lo considere oportuno.

Además, aquellas cercanas al rojo (infrarrojo) y aún las rojas son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contiene, como los tejidos vitales. Esta absorción se traduce en una elevación de temperatura que puede no ser compatible con la salud de esos tejidos para el caso del trabajo clínico.

Todas estas consideraciones hacen conveniente que la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre 450-500 nanómetros que corresponde fundamentalmente al color azul.

Combinaciones de sustancias nitrogenadas como las aminas y compuestos cetónicos y alcanforados reúnen estas condiciones y son regularmente incorporados en adhesivos y materiales odontológicos de uso clínico para utilizarlos mediante el fotocurado.³⁷

REACCION DE POLIMERIZACIÓN

El Iniciador comúnmente utilizado en las resinas compuestas es la Canforoquinona (CQ), que absorbe energía en un espectro de luz visible azul, entre 400 a 500 nm, con una intensidad ideal de 468 nm. La energía (fotones) será absorbida por la molécula, la cual pasará para el estado excitado o estado tríptico. Para acelerar esta reacción de polimerización, es adicionada una cantidad razonable de amina a los componentes. En cuanto a la Canforoquinona(CQ), permanece en estado

excitado, este coloide con la amina, ocurre la transferencia de electrón, resultando en la formación de radical libre. Este radical libre es una molécula extremadamente reactiva, con electrón libre en la región externa, procurando desesperadamente formar un enlace covalente. Este radical libre irá a reaccionar con el monómero, que posee un enlace doble de carbono ($C=C$), que irá a iniciar la reacción. De esta forma se inicia la reacción en cadena, en la cual el enlace doble de carbono, reacciona con el radical, pasando a tener un electrón libre que está listo para reaccionar con otro enlace doble de carbono. La reacción de polimerización solo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos. Si el oxígeno estuviera presente, los radicales libres irán preferentemente a reaccionar con él, formando un radical de peróxido, poco reactivo, generando la inhibición de la polimerización. Cuanto mayor la intensidad de luz, mayor números de fotones estarán presentes y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor el número de moléculas de Canforoquinona(CQ) que irán a alcanzar el estado excitado, para reaccionar con la amina y formar radicales libres. Así cuanto mayor sea la intensidad de luz, mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta.³⁷

Davidson-Kaban *et al.* (1997) resaltaron la importancia de la adecuada conversión de los monómeros para la manipulación de las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta. Mediante un estudio de laboratorio, los autores evaluaron la influencia de la variación de la intensidad de luz y del tiempo de exposición, en la conversión y la mantención de las propiedades mecánicas de dos marcas comerciales de resina compuesta (Silux-Plus y P-50, 3M), en tres diferentes colores. Verificaron que los colores no influyen los resultados, mas la reducción de la intensidad de luz o el tiempo de exposición disminuye significativamente la

dureza de los cuerpos de prueba. Seabra (2000), probando la profundidad de polimerización de algunas marcas comerciales de resinas condensables, verificó que el tiempo de exposición a la luz interfiere en la profundidad de polimerización, pudiendo afectar el grado de polimerización mínimo determinado por los fabricantes. Rueggeberg & Jordan (1993) y Rueggeberg (1999) observaron que la cantidad de luz necesaria para excitar el fotoiniciador es bastante reducida en la medida que esta pasa de la superficie al centro de la restauración, debido a la dispersión y a la absorción de la luz. A partir de la superficie, a 0,5 mm de profundidad, 50% de la energía es perdida; a 1 mm, apenas 25% está disponible; a 2 mm, 9% y a 3 mm de profundidad, solo el 3% de la energía de la luz permite activar la canforquinona. Para compensar la reducción de moléculas de Canforoquinona(CQ) no activadas por la luz, se debe aumentar el tiempo de exposición y/o la intensidad de energía de la luz, con el fin de dar oportunidad a esas moléculas de Canforoquinona(CQ) de ser excitadas, reaccionen con la amina y generen radicales libres.³⁷

ENERGIA DE ACTIVACIÓN DE LA FOTOPOLIMERIZACION

Para iniciar la fotopolimerización de la resina compuesta es necesario que haya una fuente de energía capaz de activar el iniciador fotosensible, generalmente Canforoquinona(CQ). La habilidad del fotón (unidad de energía irradiada) de activar la Canforoquinona es dada por su energía individual, la cual es determinada por su longitud de onda emitida por la luz. Cuando se eleva la intensidad de luz, se aumenta el número de fotones emitidos, se mantiene la longitud de onda, o sea la energía del fotón es determinada por su localización en

el espectro electromagnético y no por el número de fotones presentes. Así, la energía presente en un haz de luz de 100 mW, es la misma emitida por un haz de 200 mW, para una misma longitud de onda, pues a pesar de que el número de fotones es mayor en una misma intensidad mayor de luz, la capacidad del fotón en interactuar con la Canforoquinona es la misma.

Nuestros ojos raramente consiguen detectar diferencias entre las longitudes de onda. En la estrecha banda de energía, conocida como luz visible, se puede percibir el cambio de color en la medida que la longitud de onda va disminuyendo. Esta energía se inicia en el color rojo (700 nm), seguido por el naranja, amarillo, verde, azul y violeta (400 nm). En los punteros de láser, por ejemplo, percibimos la luz roja (700 nm), más no la luz infrarroja (800 nm). A medida que la longitud de onda disminuye (de rojo a violeta), la frecuencia y la energía aumenta .³⁸

CALIDAD DE FOTOCURADO

La disponibilidad de un material cuya polimerización vinílica pueda ser activada mediante radiaciones electromagnéticas apropiadas para la situación clínica (luz azul) debe estar acompañada por la disponibilidad de un dispositivo que permita generar esa radiación en el momento oportuno.

Por ende, los dispositivos a ser utilizados con esos materiales deben ser capaces de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables que fueron mencionados. Las unidades para activación intrabucal de la polimerización funcionan previendo una radiación que oscila en un valor medio de longitud de

onda de alrededor de 470nm. Por ello puede denominarse dispositivos de luz azul.³⁹

Esta consideración está referida a la calidad de la radiación, pero también es importante su cantidad para que el trabajo de polimerización sea convenientemente completado. Otros aspectos de importancia práctica pueden ser deducidos considerando que el fotocurado es la producción de trabajo a partir de la absorción de energía radiante.

Una cantidad de trabajo está determinada por la fuerza involucrada y la distancia de desplazamiento de su punto de aplicación ($T = F \times d$). La unidad para medir esa cantidad de trabajo es el Joule ($J = \text{Newton} \times \text{metro}$); por ello puede considerarse que para lograr la correcta polimerización de un material es necesario una cierta cantidad de Joule.

A su vez, ese trabajo debe realizarse en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello debe utilizarse un dispositivo de suficiente potencia, que se define en física como el trabajo realizado por unidad de tiempo ($\text{potencia} = \text{trabajo} / \text{tiempo}$). La unidad de medición de potencia es Watt ($W = \text{joule} / \text{segundo}$).

En consecuencia, para tener éxito en el empleo del fotocurado en una situación odontológica debe disponerse de un dispositivo que genere una radiación con la potencia apropiada.³⁹

Asimismo, debe tenerse en cuenta otro factor que determina la cantidad de trabajo producido al ser absorbida la radiación: El tiempo durante el que actúe. Para conseguir una eficaz polimerización basta, en consecuencia, disponer del dispositivo generador de la radiación con adecuada potencia. Debe actuar sobre el material a polimerizar durante el tiempo suficiente para generar los necesarios joule de trabajo.

Otra consideración de importancia está dada por la superficie sobre la que se distribuya una radiación específica y de una determinada potencia.

Si una radiación de una potencia específica se concentra en una superficie reducida, puede generar sobre esa porción de material un trabajo distinto al que se lograría si esa misma radiación fuese distribuida sobre una superficie mayor.

En resumen, puede decirse que en la situación de empleo de la fotoactivación la cantidad de trabajo generado y por ende la calidad de la polimerización obtenida está determinada por la potencia de la radiación que genere el dispositivo seleccionado, la superficie sobre la que se distribuye la radiación y el tiempo durante el que se le haga actuar.

En definitiva, se hace necesario disponer de una unidad de polimerización (unidad de luz o lámpara) que permita obtener la radiación conveniente luz de alrededor de 470nm de longitud de onda con suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo adecuado para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable.

Con estas condiciones del dispositivo generador de radiación, el operador debe adecuar su tarea para asegurar que la radiación actúe durante el tiempo necesario para generar la cantidad de trabajo adecuado.

Además, debe tener en cuenta que si se aleja el elemento emisor de la radiación del material sobre el que debe actuar, puede aumentarse la superficie sobre la que se distribuye esa energía. En esta situación puede ser necesario aumentar el tiempo de exposición para poder así obtener el resultado final buscado.⁴⁰

UNIDADES DE FOTOCURADO CONVENCIONALES

Las unidades de fotocurado convencionales tienen una emisión de luz, del espectro visible correspondiente al azul, con una longitud promedio de 468 nanómetros. Las resinas compuestas para fotocurado vienen con un agente químico incorporado sensible a dicha luz: Diquetonas o canforoquinonas, las cuales se activan con dicha luz para producir la polimerización de la resina.⁴¹

VENTAJAS DEL SISTEMA DE FOTOCURADO

- Radiación inocua para los tejidos, con excepción de los ojos.
- Facilidad de manipulación y modelado de la resina al tener el tiempo adecuado.
- Posibilidad de modelar diferentes colores de resina con la morfología y textura adecuada.
- Masas más compactas sin atrapamiento de aire frecuente en el manejo de resinas de polimerización química, al ser espatuladas.
- Grado de polimerización más alto, comparativamente con las resinas de polimerización química.
- Un alto grado de polimerización asegura mejores propiedades físico-mecánicas de restauración clínica.
- Menor contracción de polimerización.
- Posibilidad de fotopolimerización a través de las estructuras dentarias.
- Unidades de fotocurado especiales para laboratorio

CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS UNIDADES DE FOTOCURADO

- Diferente peso y tamaño: inalámbricas o de mesa.
- Inclusión de medidores de tiempo e intensidad

- Sistema de intensidad variable de la emisión de la luz
- Fibras conductoras de luz: flexibles en mangueras o rígidas en tubos conductores.
- Aditamentos especiales como cámaras de luz para técnica indirecta.⁴²

COMPONENTES FUNDAMENTALES DE LA UNIDAD DE FOTOCURADO

Bombilla.- En general se utilizan bombillas halógenas de tungsteno. Observe las características esenciales de cada unidad para efecto del cambio de bombilla: Voltios y Watios. Se encuentra por ejemplo bombillas de 12v. X35 W - 80w./75w./52w.

Filtro Óptico.- Se encarga de filtrar o de no dejar pasar radiaciones innecesarias o perjudiciales: U.V., infra-rojos, etc., deja pasar la luz de fotocurado, en el rango de 460 a 480 nms.

Guía de Luz.- Fibra flexible o fibra rígida corresponde a la guía de luz que conduce el haz de luz a la punta activa.

Ventilador.- Permite aireación y refrigeración de la temperatura generada en el interior por la radiación de la bombilla.

REQUISITOS DE UNA LÁMPARA DE FOTOACTIVACIÓN

Existe una serie de requisitos ideales que desearíamos obtener en cualquier fuente de fotoactivación, pero debemos tener en cuenta que hoy por hoy todavía no existe ningún tipo de lámpara de fotoactivación que los reúna todos.⁴³

Espectro lumínico adecuado para fotopolimerizar la totalidad de compuestos fotoactivables existentes en el mercado

La lámpara debe emitir idealmente una luz azul con longitud de onda comprendida entre los 400 a 500nm. y pico entre los 460 a 480nm. para activar adecuadamente los dos tipos de fotoiniciadores más comúnmente utilizados en la composición de los productos odontológicos fotoactivables (canforoquinonas y fenilpropadionas).

Densidad de potencia elevada y con posibilidad de programación por parte del usuario

La densidad de potencia lumínica no debería ser inferior a los 800–1000 mW/cm² para permitir tiempos cortos de polimerización. Así mismo, puede ser interesante que el valor de este parámetro sea programable por el usuario para permitir la aplicación de técnicas de fotopolimerización con densidad de potencia incremental, la cual, según algunos estudios, puede disminuir las tensiones internas en el composite fotopolimerizado así como su porcentaje de contracción.

Diseño ergonómico

Las lámparas de pequeño tamaño y peso pueden resultar más cómodas para su utilización. Las lámparas LED son actualmente las más pequeñas y silenciosas (no requieren ventilador y funcionan con batería).

En el caso de la fotoactivación de productos blanqueadores, las fuentes lumínicas que incorporan cabezales amplios específicos para la fotoactivación

simultánea de varios dientes también resultarán más cómodas de utilizar para esta aplicación concreta.

Radiómetro incluido en la propia lámpara para el chequeo periódico de la misma

Las lámparas halógenas y de plasma disminuyen su densidad lumínica con el envejecimiento de la bombilla debido al uso. Además, este tipo de fuentes lumínicas requieren de la incorporación de filtros ópticos para la obtención de luz azul que también pierden eficacia tras su uso prolongado. Las lámparas de diodos no requieren del uso de filtros y sus bombillas tipo LED prácticamente no pierden potencia con el tiempo.

Adecuado coste de reposición de la bombilla

El costo de reposición de una bombilla de plasma es 10-15 veces más caro que el de una bombilla halógena.

Bajo incremento térmico del diente durante la fotoactivación

En general, a mayor potencia de la bombilla, mayor incremento térmico se producirá sobre el diente. Además, las lámparas halógenas, presentan un espectro lumínico amplio que por consiguiente incluye un mayor porcentaje de infrarrojos responsables del sobrecalentamiento dentario durante la fotoactivación.

TIPOS DE DISPOSITIVOS PARA FOTOCURADO

Los materiales dentales en los que se aprovechan las reacciones de polimerización vinílica fotoactivada incluyen compuestos como la alcanforquinona. Estas sustancias pueden absorber una luz azul y, en presencia de otras sustancias como por ejemplo aminas; pueden desencadenar esas reacciones que producen la transformación del material.³²

En el momento actual , la radiación necesaria para esa forma de trabajo odontológico puede ser generada mediante cuatro tecnologías diferentes : las lámparas halógenas , las lámparas de Arco plasma, las tecnología Láser y las lámparas LED.

LÁMPARAS HALÓGENAS:

En estos dispositivos para fotocurado la radiación es generada a partir del flujo de una corriente eléctrica por un filamento delgado de tungsteno, incluido en una ampolla de vidrio que contiene un gas halógeno. En esas condiciones el filamento es calentado dentro de este bombillo o bulbo y emite radiación electromagnética en forma de luz visible, o sea con longitud de onda entre 400 y 700 nm..

Generalmente incorporados en una unidad con ese bulbo se encuentran espejos cóncavos para concentrar la radiación y dirigir hacia la zona de aplicación (o sea hacia el material que se desea polimerizar).⁴⁴

La potencia de la radiación generada puede variar en principio según el bulbo halógeno incorporado. Diferentes equipos pueden utilizar bulbos de 50, 75, 100,150 watts. Cuanto mayor es la potencia, más importancia adquiere la incorporación de un adecuado sistema de ventilación, preferentemente ubicado cercano al bulbo generador de luz.

Como la radiación obtenida incluye la tonalidad de las longitudes de onda de la luz blanca las lámparas halógenas deben incorporar filtros, de no ser así, la radiación indeseable de una longitud de onda cercana al rojo podría generar efectos como el recalentamiento de los tejidos biológicos que contienen agua.

Todos estos equipos deben tener filtros para el rango del color azul, o sea que absorban todas las longitudes de onda del espectro de luz excepto la correspondiente al azul.

La radiación así obtenida, y en algún momento filtrado, debe llegar al material que se desea polimerizar. Para ello es conducida a través de un sistema óptico que puede ser una manguera flexible con fibra óptica o rígido (varilla), en general, resultan preferibles los rígidos, ya que algunas fibras conductoras de un sistema flexible pueden fracturarse durante el uso, especialmente si no se opera con cuidado.⁴⁴

Se pierde así parte de la capacidad de conducción de la luz y la potencia con que llega a la zona donde debe actuar.

Las varillas transmisoras intercambiables y de distinto diámetro en su punta son convenientes para poder acceder a preparaciones con diferente tamaño de superficie expuesta. Las guías de luz de mayor diámetro en su punta (por ejemplo 12mm) pueden utilizarse sólo en equipos con lámparas de alta potencia, para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material irradiado.

Habitualmente un temporizador o regulador de tiempo brinda la posibilidad de controlar el lapso de exposición para adecuarlo a lo requerido para cada situación y/o material. En general son preferidos aquellos equipos que emiten una señal audible para marcar cada periodo de tiempo seleccionado.

Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30, 40 segundos y encendido con emisión continua. Es deseable una alta y constante intensidad de salida del haz de luz con emisión continua.

El funcionamiento de las lámparas halógenas como todos los dispositivos para polimerización debe ser controlado periódicamente. Para que actúen correctamente y el fotocurado sea el adecuado, es necesario que mantengan la longitud de onda y la potencia requerida. Es responsabilidad del profesional y de sus auxiliares asegurar la utilización de un aparato adecuado y la realización de un control y mantenimiento apropiado.

El control de la potencia de la radiación que un dispositivo provee puede hacerse mediante el uso de radiómetro. Algunas unidades de polimerización lo traen incorporado y pueden marcar la potencia en mW/cm^2 o mediante un indicador que adquiere una determinada coloración cuando la radiación es o no adecuada.

Con este tipo de dispositivos se considera que la potencia mínima requerida para desencadenar el fotocurado oscila alrededor de los 350mW/cm^2 . Es conveniente disponer de potencias bastante más elevadas, ya que no en todas las situaciones de trabajo clínico puede llegar así al material a polimerizar. Así en la medida en que sea necesario alejar la fuente de emisión de la zona de trabajo disminuirá la potencia por unidad de superficie. De la misma manera, la interposición de tejido dentario entre la fuente emisora y el material o el uso de capas de mayores espesores puede requerir de la generación de mayor potencia en la radiación.

Teniendo en cuenta estas consideraciones es que se estiman más útiles y seguras las unidades de polimerización que permiten obtener una emisión de potencia superior a 800 mw/cm^2 .

Sin embargo, para el trabajo en técnicas restauradoras adhesivas directas con resinas reforzadas o composites una potencia demasiado elevada en la radiación, aplicada inicialmente sobre el material, puede generar una reacción demasiado rápida, En estas condiciones, las tensiones que se generan como consecuencia de la contracción de polimerización no pueden ser disipadas mediante la deformación del material. En esta situación puede verse demandada excesivamente la zona adherida y puede fracasar la restauración al afectarse la posibilidad de integración entre material y estructura dentaria o al generarse deformaciones en la estructura dentaria.⁴⁵

Para obviar esta dificultad se han desarrollado unidades para fotocurado en las que la potencia de la radiación es relativamente baja en los primeros segundos después de puesta en funcionamiento. Así, la mayor lentitud de la reacción de polimerización vinílica permite que el material permanezca más tiempo deformable y puedan disiparse las mencionadas tensiones sin afectar la zona de adhesión.

Al cabo de esos primeros segundos la potencia aumenta en forma progresiva o en etapas, para alcanzar las variaciones necesarios que aseguren la completa y adecuada polimerización y el logro de propiedades finales óptimas.

Otro aspecto de cuidado en el mantenimiento de estos dispositivos está referido al control de la capacidad de los filtros para evitar que pasen las radiaciones inconvenientes. La potencia de trabajo debe alcanzarse con la radiación de longitud de onda apropiada (alrededor de 470 nm). Si la potencia es apropiada

pero en función de filtros que impidan que lleguen a la zona de trabajo radiaciones de mayor longitud de onda (cercanas al rojo) el material podría completar adecuadamente su polimerización, pero a expensas de generar calor en tejidos vitales como el órgano pulpar de un diente.

Este requisito puede evaluarse midiendo la potencia generada por eventuales radiaciones superiores a alrededor de 500 nm que lleguen a la zona de trabajo. Los radiómetros que registran la potencia generada en esas condiciones son conocidos en el mercado odontológico como "radiómetro térmico" para diferenciarlo del radiómetro "de curado" que registra la obtenida con radiaciones en el orden de los 470 nm, En ellos con aceptables registros menores que 50 mW/cm²; por el contrario, los valores más elevados indican la producción de radiación inconveniente.

LÁMPARAS DE ARCO DE PLASMA:

La luz de las lámparas de polimerización de arco de plasma no es producida al calentar un filamento en un bombillo. Funcionan, en cambio, con dos electrodos ubicados muy cerca el uno del otro. La aplicación de una elevada diferencia de potencial -voltaje- hace aparecer un arco de luz entre esos dos electrodos.³²

La radiación generada es de muy alta potencia (mayor que 1000 mW/cm²) lo cual permite reducir muy significativamente los tiempos de polimerización con respecto a los utilizados con las lámparas halógenas. Si bien ello permite disminuir de tiempo de empleo clínico del dispositivo, podría conspirar contra el logro eficaz de adhesión por la excesiva velocidad generada en la reacción.

Debe tenerse en cuenta, además, que el espectro o amplitud de longitud de onda de radiación generada por estas unidades es menor a la que se obtiene con las

halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible que lleva incorporada no absorbe eficazmente esa radiación específica.⁴⁵

LASER PARA FOTOCURADO:

Asimismo se han desarrollado dispositivos para fotocurado basados en la tecnología láser. Un láser de argón permite generar una radiación en el rango azul y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico. Si bien se pueden lograr potencias equivalentes a las de las lámparas de arco de plasma, el espectro de longitudes de onda es reducido y puede no ser eficaz sobre algunos productos en particular.⁴¹

Una posible ventaja de esta tecnología es que la radiación generada es coherente. Esto significa que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora lo que permite que la potencia por unidad de superficie se mantenga aunque se produzca esa situación.

LAMPARAS LEDS:

La tecnología más recientemente aplicada a los dispositivos de fotocurado son las lámparas con LEDs. La sigla surge de las iniciales en inglés para los diodos emisores de luz.

Estos diodos son la combinación de dos semiconductores diferentes que emiten una radiación de una longitud de onda específica cuando actúa sobre ellos un pequeño voltaje.

El pequeño voltaje necesario posibilita el empleo de baterías recargables o pilas fabricar dispositivos para fotocurado "inalámbricos" que resultan cómodos en la situación clínica odontológica.

Otros aspectos de esta tecnología hacen que los dispositivos sean menos voluminosos, como la generación de radiación no se hace a través del calentamiento de filamentos o electrodos, no se genera calor. No es necesario incorporar sistemas de ventilación. La longitud de onda de la radiación generada está determinada por la composición del LED en particular. Seleccionándolos adecuadamente, se hace innecesario utilizar filtros y no existen riesgos de actuar con radiaciones inconvenientes en los resultados finales obtenidos.⁴¹

Inversamente, esta situación puede determinar que algún producto específico no polimerice adecuadamente con un dispositivo LED en particular. El usuario debe asesorarse en ese sentido para evitar inconvenientes en los resultados finales obtenidos.

Una lámpara de este tipo para uso en odontología incorpora varios diodos para obtener la radiación de cantidad y calidad apropiada. Sin embargo, como no incluye radiaciones alejadas en el espectro requerido por las sustancias fotosensibles responsables de la activación de la polimerización, la potencia total emitida es mucho menor a la que se registra con los otros tipos de dispositivos. Así, en las lámparas de diodos la potencia que se registra en los radiómetros "de curado" supera los 300 ó 400 mW/cm². No obstante, y en función de la especificidad de la longitud de onda de la radiación, se puede llegar a obtener los mismos resultados finales en cuanto a calidad de polimerización que con otro tipo de unidad polimerizadora..

Las lámparas de diodos también pueden suministrarse con entrega paulatina de radiación: baja potencia en los primeros segundos de encendido y aumento posterior.

CARACTERÍSTICAS DE LAS LEDS

- La ampollita posee una vida útil de alrededor de 10.000 horas, produciéndose luego un pequeño desgaste.
- Generan bajas cantidades de calor o requieren filtros para producir la luz azul.
- Son resistentes a golpes, vibraciones y consumen una pequeña cantidad de energía mientras trabajan.
- Las lámparas LED inalámbricas, están dotados de baterías recargables de níquel metal, cada carga puede utilizarse hasta 200 exposiciones, esta batería no se descarga si permanece sin uso.

Los fabricantes refieren que este tipo de lámparas podrían polimerizar composite de 2mm de profundidad en 10seg. Aún cuando generan 400 mW/cm^2 , requieren menos tiempo de exposición, debido a que no concentran longitudes de onda específicas para la canforoquinona.

En general, poseen piezas de mano reducidas, con diodos en la punta o en la pieza de mano de la lámpara.

COMPARACIÓN CON HALÓGENAS

Fuente de Luz: Las lámparas LED son aparatos de bajo voltaje en estado sólido con más extensa vida y más durabilidad que las ampollitas o lámparas convencionales (10.000 horas).

Intensidad: Las lámparas LED tenían una menor fuerza y se deben utilizar muchos diodos emisores de luz para conseguir una suficiente intensidad para polimerizar la resina; aunque la baja intensidad genera un calor mínimo sobre el sustrato biológico; los nuevos dispositivos LED que han aparecido han incurrido en un aumento de intensidad, generándose más calor.

Espectro: Las lámparas LED tienen un punto “peak cercano a los 470 nm., resultando, como ya se mencionó, en el aprovechamiento de toda la fuerza para activar la canforoquinona; por tanto, se produce una polimerización suficiente con un menor tiempo. Lamentablemente, si se usan diferentes iniciadores en las resinas compuestas, es probable que estén fuera del espectro de fuerza de las LED, impidiendo su polimerización, como por ejemplo Tetric Bleach y algunos tonos de esmalte del Vitaescence.⁴¹

Calor: Generan poco calor, por lo que no es necesario instalar ventiladores, siendo más silenciosas

VENTAJAS LEDS	DESVENTAJAS LEDS
Diseño inalámbrico permite una mayor movilidad y reducir la necesidad de múltiples lámparas en centros dentales	Poca evidencia científica de su comportamiento clínico a largo plazo
Funcionamiento silencioso, no requiere ventilador	Costo elevado, pero está bajando
Intensidad de poder	Se debe devolver la lámpara

constante durante 40 segundos	a la base recargadora para modificar el cronómetro y los tiempos de funcionamiento.
Calentamiento mínimo de los tejidos orales.	La estrecha fuerza espectral no polimeriza todas las resinas del mercado.
Puntas de Fibra Óptica esterilizables por vapor y productos químicos	Los equipos inalámbricos con batería Ni-Cad requieren de 6 horas de recarga antes del primer uso
Reloj incorporado con tiempos preestablecidos (algunas marcas)	Requiere una descarga y recargado completo mensual de mantenimiento

RADIÓMETROS

Este aparato, mide la intensidad de luz que emerge de la punta de la guía de luz de la unidad de fotocurado.

La pantalla está graduada de 0 a 1000mW/cm². El radiómetro Demetron posee un diafragma o detector circular en donde se ubica la punta de la guía de luz. Se activa la unidad y se registra en la pantalla la posición de la aguja sobre la escala. Una intensidad adecuada debe estar siempre por encima de 300mW/cm². Normalmente una buena unidad de fotocurado registra intensidades

por encima de 600mW/cm^2 . y las de alta intensidad pueden registrar hasta 1000mW/cm^2 .⁴⁶

Cuando se detecten valores por debajo de 300mW/cm^2 , se debe presumir una falla en la bombilla, y esta debe ser reemplazada por una nueva bombilla con las especificaciones del fabricante en cuanto a Voltios y Watios.

Una bombilla debilitada no efectuará una correcta polimerización de la resina. Sólo estará actuando en la superficie. Además los incrementos de resina gruesa y los colores oscuros con alto croma no polimerizarán correctamente.

El hecho de que su bombilla emita el haz de luz azul, no garantiza las propiedades que deba poseer en cuanto a intensidad. Su bombilla viene diseñada para funcionar correctamente un determinado número de horas. Transcurrido éste tiempo la bombilla se debilitará en forma notable.

El informe del Doctor Joshua Friedman en Dentistry Today Vol. 10 No. 1 de febrero de 1991, presenta una guía sobre el cuidado y mantenimiento de las Unidades de Fotocurado. La bombilla halógena de tungsteno que tiene una vida útil de horas especificadas por el fabricante se va debilitando por el uso, bajando su rendimiento. Se observa con frecuencia después de cierto tiempo de uso el ennegrecimiento de la cobertura, capas blanquecinas lechosas, degradación del reflector, y alteración del filamento. En consecuencia se recomienda que el operador o su auxiliar controle periódicamente el factor de intensidad con los radiómetros, semanal o mensual dependiendo de la frecuencia de uso de la Unidad.⁴⁶

MEDICIÓN DE TEMPERATURA:

Con frecuencia se genera un alto valor de temperatura en la punta de la guía de la luz. El radiómetro que se utiliza para medir temperatura tiene una escala graduada de 0 a 300 mW/cm².

Ubique la punta de la guía de la luz en el diafragma y active la unidad. Este debe estar funcionando previamente por lo menos 15 minutos antes.

La aguja de medición deberá estar por debajo de la lectura de 50 mediciones de 50 o más, indican la evolución de alta temperatura que va a ocasionar trauma térmico sobre el complejo destino-pulpar con reacciones de hipersensibilidad post operatoria y alteraciones inflamatorias pulpares.

Con frecuencia la causa determinante de la evolución de calor se debe a la alteración del filtro interior, que se encuentra ubicado por delante de la bombilla. Este filtro bloquea las radiaciones indeseables ultravioletas e infra-rojos. Con el tiempo el filtro se agrieta y altera. Examínelo cuidadosamente, un filtro nuevo soluciona el problema de inmediato.⁴⁷

VENTILADOR

Internamente se ubica un pequeño ventilador encargado de refrigerar constantemente la unidad. Un exceso ruido y una alteración en el sistema de velocidad requieren la revisión y posible cambio.⁴⁸

GUÍA DE LUZ

Debe aparecer completamente cristalina y transparente, al ser observada contra la luz de la ventana, o colocada sobre la leyenda de una revista, no se debe observar opacidades o puntos negros, observe la punta: con frecuencia se

encuentran restos de resina polimerizada adherida a la punta, que van a interferir en el paso de la luz.

Se reporta igualmente que las mediciones de intensidad por debajo de 300mW/cm^2 , no polimeriza correctamente un incremento de 2 mm, con un tiempo de 10 segundos.

Soluciones desinfectantes como glutaraldehído producen una ruptura en la morfología superficial de la fibra conductora, disminuyendo su capacidad de transmisión.⁴⁹

Las guías de luz pueden llevarse con los empaques adecuados al autoclave sin alteración apreciable.

Las puntas pueden limpiarse efectivamente con las soluciones especiales indicadas por el fabricante.

RECAUDOS PARA EL TRABAJO CLINICO CON FOTOCURADO

La calidad de la fotopolimerización no depende sólo del material y de la unidad de luz empleados, sino también de otros factores, como:

EL TIEMPO DE EXPOSICION DEL MATERIAL A LA LUZ:

Debe ser el necesario para generar suficiente trabajo y adecuada polimerización.

El operador debe estar informado del tiempo de exposición a la luz que indica el fabricante para cada material y dispositivo de curado. Las variaciones en cuanto a color, tipo y estructura del material deben tomarse en cuenta.⁵⁰

EL ESPESOR DEL MATERIAL A POLIMERIZAR:

Se estima que por cada exposición por lo general el material no debe sobrepasar un espesor de alrededor de 2mm por cada capa. A medida que la luz

penetra en la masa del material, es absorbida y pierde capacidad de hacer polimerizar a las zonas profundas.⁵¹

DISTANCIA ENTRE LA SALIDA DE LUZ Y LA SUPERFICIE DEL MATERIAL:

Esta debe ser mínima, pero evitando el contacto con el material para que este no quede adherido al extremo del dispositivo de fotocurado.⁵² Al alejar la fuente emisora, se incrementa la superficie irradiada y disminuye así la potencia por unidad de superficie.⁵³ Es posible que con unidades de polimerización con radiación láser este factor tenga una incidencia menor o nula.⁵⁴

POTENCIA DE RIESGO OCULAR:

Otro aspecto a tener en cuenta es que la radiación generada por estos dispositivos, así como su reflejo sobre las superficies irradiadas, provocan alteraciones oculares que pueden ser irreversibles.⁵⁵ Por tanto, el odontólogo, personal auxiliar y el mismo paciente deben ser protegidos con barreras efectivas que permitan impedir el paso de la luz azul.⁵⁶

Para este fin, existen pantallas que pueden venir adosadas en el propio dispositivo de curado.

Otras se presentan como pantallas de mano o pueden utilizarse anteojos de protección pues dan mucha mayor libertad de trabajo y comodidad.

Para saber si la barrera de protección seleccionada es verdaderamente efectiva, se puede interponer la pantalla o el antejo de protección entre la punta y el material o el radiómetro de curado.

Si la intensidad leída en el radiómetro es "0" mw/cm', el método es correcto. Si el composite que fue interpuesto entre el antejo o pantalla y la punta no polimerizó, el método de protección es correcto.⁵⁷

Es de interés mencionar que existen dispositivos que generan radiación de un modo similar a los descritos pero para ser utilizados en el laboratorio; es decir, fuera de la cavidad bucal de un paciente, En ellos es necesario tener en cuenta que la generación de calor no es temida y puede obviarse el empleo de algunos filtros.⁵⁸

2.3 DEFINICIÓN CONCEPTUAL DE TÉRMINOS

- a. **ADHESIÓN ESPECÍFICA:** Es la capacidad de unirse químicamente a los tejidos mineralizados mediante una unión química de naturaleza iónica, en donde los grupos carboxílicos de las cadenas poliméricas interactúan con los iones superficiales de calcio y fosfato de la estructura dental (esmalte y dentina)
- b. **BIOCOMPATIBILIDAD:** Característica de un material que además de poseer características mecánicas sean compatibles con el cuerpo humano. Pueden restaurar funciones del tejido natural vivo.
- c. **CROMÁTICA:** Calidad de reproducción de colores bajo una iluminación dada. El grado de la discrepancia cromática en comparación con una fuente de luz de referencia se especifica mediante el índice de reproducción cromática.
- d. **COMPOSITES:** Material de restauración definitiva biocompatible y de fácil adaptación a la superficie dentaria.
- e. **CONTRACCIÓN:** Propiedad física de los materiales que tiende a variar su volumen y espesor.
- f. **INTERFASE:** Periodo inactivo de la división celular. Zona o espacio determinado por dos cuerpos es el límite de un ión entre estructuras inertes o vivas.
- g. **INTENSIDAD DE LUZ:** valor de una magnitud física. Ej. La iluminación

La intensidad de la luz emitida por las unidades de fotocurado es un factor clave en la polimerización de las resinas compuestas fotopolimerizables. Esta importancia deriva de la necesidad de un umbral de intensidad para que comience la fotopolimerización, la cual es expresada Mw/cm^2 , permitiendo que las resinas alcancen sus diversas fases hasta llegar a solidificarse dentro de la cavidad operatoria preparada,

- h. MONOMEROS:** Son compuestos orgánicos pequeños que se agrupan en clases conforme a sus propiedades químicas.
- i. MICROFILTRACIONES:** Filtración de microorganismos, fluidos, etc. A lo largo de la interfase de contacto entre el material restaurador o un cemento y las paredes de una preparación cavitaria. Puede hallar camino, a través de la dentina, hasta el piso cavitario y acceder a la pulpa infectándola.
- j. MICROFILTRACIÓN MARGINAL:** Fenómeno que puede producirse a nivel del esmalte próximo al borde del material con que se obturó una cavidad operatoria determina la pérdida del sellado a ese nivel.
- k. POLIMERIZAR:** Endurecimiento de un material de obturación, atraviesa fases hasta su solidificación final.
- l. POLÍMERO:** Se componen de unidades similares o repetitivas de monómeros. Hay sólo unos cuantos tipos de polímeros importantes para la bioquímica celular y cada tipo está formado por una clase de monómero característico.
- m. RESINA:** material estético para el sector anterior, actualmente es considerada material restaurador universal, ya que está indicada para todo tipo de restauración debido a que han mejorado sus propiedades mecánicas químicas y ópticas.
- n. RELLENO INORGÁNICO:** Es el encargado de reforzar y estabilizar la matriz de resina, mejorando la resistencia compresiva, la resistencia tensional, la dureza, la

resistencia a la abrasión, la contracción y el coeficiente de expansión térmico durante la polimerización. Los materiales usados como refuerzo son : cuarzo fundido, vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato, silicatos de litio y aluminio, fluoruros de calcio, vidrios de estroncio, vidrios de zinc y zirconio.

o. RADIOMETRO: Dispositivo que mide la intensidad de luz que emerge la punta de la guía de luz de la unidad de fotocurado.

p. SELLADO MARGINAL: Acción consistente en cubrir entre dos superficies ubicados a nivel de los bordes de una restauración.

2.4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El fenómeno de la fotopolimerización es un tema que ha costado entender a los odontólogos, debido al desarrollo constante de los materiales restauradores y de las unidades de fotocurado, complicando aún más, este difícil fenómeno.

Existen factores“ intrínsecos” de los materiales de restauración y otros propios de las unidades de fotocurado, que se dan en conjunto, ambos constituyen un complejo inseparable; pero existen otros factores “extrínsecos” que afectan a este complejo: alteraciones en la luz visible, tiempo de exposición de la luz, distancia entre la luz y resina, atenuación de la luz por la resina compuesta, tipo de relleno, intensidad cromática de la resina, el calor generado por la unidades de fotocurado, espesor de la resina, radiómetros defectuosos, etc.

Las mayores deficiencias que presentan los tratamientos restaurativos, no sólo dependen de la mala aplicación de los principios básicos de la fotopolimerización, sino se debe a

una CAUSA, la cual es pasada por desapercibida o descuidada por parte de muchos odontólogos; que es la falta de monitorización y mantenimiento de las unidades de fotocurado que se van deteriorando con el paso del tiempo. Muchos profesionales realizan al día, alrededor de 5 - 10 tratamientos restaurativos y continúan trabajando, sin tomar en consideración la verificación de sus lámparas de fotocurado, ya que podrían presentar alteraciones que modifican su buen funcionamiento como: restos de resina alrededor del filtro, fracturas a nivel del filtro o astillaciones, etc.

Para asegurar una máxima fotopolimerización y un éxito clínico a largo plazo, deben existir apropiadas condiciones, siendo necesario disponer de una unidad de fotopolimerización que permita obtener la emisión conveniente a través de un buen rendimiento de la intensidad de luz alrededor de $300-1000 \text{ mW/cm}^2$ con una adecuada longitud de onda de 460-480 nm, se debe tener una suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo adecuado para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable, evitando la presencia de alteraciones en la fotopolimerización como microfiltraciones a nivel del sellado marginal, sensibilidad post operatoria, flexibilidad, menor retención y la misma no polimerización de las resinas , etc.

La luz visible que se emplea para la fotopolimerización de las resinas son las de tipo luz azul que son emitidas por las lámparas de fotopolimerización por medio de un filtro que deja pasar sólo este tipo de luz; esta luz se obtiene a partir de una luz blanca que es descompuesta en 6 colores por medio de un prisma, los cuales son refractados con diferentes ángulos, estableciéndose así una longitud específica de onda para cada color: para el violeta (longitud de onda corta (200-290 nm), para el rojo (longitud de onda más larga (520- 720nm), ubicándose así la franja de luz azul entre los 400-700nm. Tanto las de color rojo como las de color violeta no llegan a polimerizar los composites.

La importancia de una adecuada intensidad de luz y de la longitud de onda, es porque los composites de fotopolimerización tienen incorporados fotoiniciadores como las diquetonas o canforoquinonas y la fenilpropadiona las cuales por medio de la luz azul logran activarse, para la canforoquinona se emplea un espectro de absorción de 470 nm. y para la fenilpropadiona es de 300-400nm.

Frente a ello las unidades de fotopolimerización constituyen un elemento de mayor utilización clínica por parte del odontólogo , pero la influencia de factores extrínsecos e intrínsecos que se presentan con el tiempo ocasionan no sólo alteraciones en la intensidad de la luz sino también en los demás componentes propios de las lámparas de fotopolimerización como: El mal manejo no cuidadoso de las lámparas ocasionan fracturas de los haces de la fibra óptica, fractura de la guía de luz, astillamiento, deterioro del filtro dañados por el calor, concentración de restos de resina fotopolimerizables en la punta de la guía de luz fotocurado , así como también la esterilización de las lámparas de fotocurado con soluciones desinfectantes con glutaraldehído, entre otras causas.

Cuando esto pasa, existe una variación en la intensidad de luz de las lámparas de fotocurado, llegando a no concluir la activación de los fotoiniciadores ocasionando una deficiente polimerización con presencia de microfiltraciones, cambios de color, daño a la pulpa ,etc.

La variación de la intensidad de luz en las lámparas de fotopolimerización Influyen en el sellado marginal , debido a que cuando se aplica la resina a la cavidad preparada, por cualquier técnica que se emplee, el material sufre una contracción dentro de los 7 segundos iniciales en la que se polimeriza la resina, consiguiendo finalmente una contracción aproximada de 2% de su volumen de un total de 3% al cual se completará posteriormente.

Talvez un 2% no suene poco, pero si se traslada a escala local, se observaría que el espacio que se deja es aproximadamente 3um, la cual por medio de ello, muchos microorganismos como el *Estreptococos Salivarius* que mide de 0,8 a 1um., *Lactobacillus Carrei* de 0,7 a 1,5 um., una *Leptotrichia Buccalis* de 1,1 um., presentan tamaños suficientemente pequeños como para que por los 3 micras de separación pasen no sólo fluidos bucales, toxinas bacteroides, sino las mismas bacterias. A su vez, los túbulos dentinarios tienen en promedio de 0,5 a 1 um. de dm., lo que haría que el problema no se circunscriba exclusivamente a la interfase diente / restauración, sino inclusive podría provocar la contaminación o colonización afectando la pulpa dental .

Frente a este problema el hecho de no lograr una apropiada fotopolimerización agravaría más este problema ocasionando microfiltraciones, etc. fracasando así los tratamientos restaurativos a mediano o largo plazo para luego conllevarlo a un tratamiento endodóntico, así mismo también este problema afecta al odontólogo sintiéndose frustrado porque no resultó con éxito la restauración y a la vez, el paciente reacciona, opinando ineptitud del profesional en cuanto a su trabajo.

Es por eso que el presente estudio trata de dar a conocer cuánto puede afectar la variación de la intensidad de luz emitidas por las lámparas halógenas en el sellado marginal en el tratamiento restaurativo, debido a que muchos odontólogos ya sea por falta de conocimiento o por la poca importancia que le dan a esta causa , no monitorizan sus unidades de fotopolimerización adecuadamente ,dando más interés a la aparición de nuevos materiales dentales, ocasionando de esta manera que sus tratamientos fracasen aún así cuando estén aplicando los principios básicos para un tratamiento restaurador .

FORMULACION DEL PROBLEMA

¿Cuál es el efecto de la intensidad de luz de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I?

2.5 JUSTIFICACIÓN:

- a) Conocer la importancia que tienen la variación de la intensidad de luz emitida por las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I.
- b) Conocer la importancia que tienen el control radiométrico de la intensidad de luz, el mantenimiento y el uso adecuado de las lámparas halógenas en el éxito clínico de los tratamientos restaurativos.
- c) No existe trabajos de investigación relacionados al tema de intensidad de luz de las unidades de fotocurado.
- d) Sirve como base para futuras investigaciones para incrementar la importancia del radiómetro en el tratamiento restaurativo

2.6 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACION

OBJETIVO GENERAL:

Determinar el efecto de la intensidad de luz de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I

OBJETIVOS ESPECIFICOS:

- a) Identificar el rango de luz que emiten las lámparas halógenas
- b) Identificar el tiempo de uso y estado físico de las lámparas halógenas
- c) Identificar la microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I
- d) Relacionar la microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I y el tiempo de uso de las lámparas halógenas.

- e) Relacionar la microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I y el estado físico de las lámparas halógenas
- f) Relacionar el tiempo de uso y la intensidad de luz de las lámparas halógenas.
- g) Relacionar el estado físico y la intensidad de luz de las lámparas halógenas.
- h) Relacionar el estado físico y el tiempo de uso de las lámparas halógenas.

2.7 HIPÓTESIS GENERAL

La variación de la intensidad de luz emitida por las lámparas halógenas influye en el sellado marginal de restauraciones de clase I.

HIPOTESIS OPERATIVAS

- A mayor variación de la intensidad de luz de las lámparas halógenas mayor presencia de microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I.
- A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas mayor presencia de microfiltración en el sellado marginal en restauraciones de clase I
- A mayor déficit en el estado físico de las lámparas halógenas mayor presencia de microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I.
- A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas mayor disminución en su intensidad.
- A mayor déficit en el estado físico de las lámparas halógenas mayor disminución en su intensidad.
- A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas mayor déficit en su estado físico

III. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 TIPO DE INVESTIGACION:

Investigación experimental

3.2 POBLACION Y MUESTRA

POBLACION

a) **POBLACION OBJETIVO₁**: Lámparas halógenas de los consultorios odontológicos privados de la ciudad de Cerro de Pasco .

b) **POBLACION OBJETIVO₂**: Piezas dentarias premolares y molares

MUESTRA

La muestra fue del tipo aleatoria no probabilística.

MUESTRA₁: 20 lámparas halógenas de los consultorios odontológicos privados de la ciudad de Cerro de Pasco.

MUESTRA₂: 20 piezas dentarias restauradas de clase I

UNIDAD DE ANALISIS

Piezas dentarias

CRITERIOS DE INCLUSION DE LA MUESTRA:

Para las piezas dentarias se cumplirán con los siguientes criterios:

- Pieza dentaria permanente extraída no menos de 3 meses
- No presentar caries dental, restauraciones.
- No presentar malformación dentaria.

Para la selección de las lámparas de fotocurado:

- Ser del tipo de halógeno

3.3 OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

VARIABLES	INDICADORES	CATEGORIAS	ESCALA	INSTRUMENTOS	TECNICAS
Variable Independiente EFECTO DE LA INTENSIDAD DE LUZ QUE EMITEN LAS LÁMPARAS HALÓGENAS	Intensidad de luz mW/cm ²	a) <199 mW/cm ² b) 200-299 mW/cm ² c) <300 mW/cm ²	Razón	Ficha de Control de Radiación (Radiómetro)	Observación Directa y Autoregistro
Variable Dependiente SELLADO MARGINAL EN INTERFASE DIENTE / RESINA	Microfiltración en la interfase diente/resina	a) Microfiltración presente b) Microfiltración ausente	Nominal	Ficha Clínica (Microscopio)	Observación Directa y Autoregistro

Covariables TIEMPO DE USO DE LAS LÁMPARAS HALOGENAS	Años	a) 1 a 6 meses b) 7 a 12 meses c) > 1 años	Razón	Guía de Entrevista	Autoregistro
ESTADO FISICO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS	Estado Físico	a) Óptimo (ninguna avería) b) Regular (1-2 averías) c) Deficiente (mayor de 3 averías)	Ordinal	Guía de Entrevista	Autoregistro

3.4 MÉTODO

Para el análisis e interpretación de resultados se empleó el método deductivo y la lógica y como método auxiliar para la presentación de los datos y el contraste hipotético se utilizó los métodos estadísticos que permitieron dar significación y confiabilidad a los resultados obtenidos.

DISEÑO

En el estudio se aplicó el diseño cuasiexperimental de un solo grupo.

3.4.1 PROCEDIMIENTOS Y TECNICAS

El trabajo de investigación, se realizó en la ciudad de Cerro de Pasco.

Se efectuó dos visitas a los consultorios odontológicos: en la primera se explicó al odontólogo sobre el estudio y se solicitó una autorización para participar en él, en la segunda visita, se aplicó la encuesta, se inspeccionó físicamente la lámpara halógena, y se registró el rango de intensidad de la luz con un radiómetro de marca DEMETRON y finalmente se polimerizó la restauración de cada pieza dentaria respectiva.

Para la medición de las intensidades de luz de las lámparas se realizó una prueba piloto midiendo la intensidad de la luz de las lámparas de fotocurado de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Daniel Alcides Carrión, con el radiómetro marca “Demetron” para verificar su adecuado rendimiento.

Para el estudio se evaluaron 20 lámparas halógenas provenientes de los consultorios odontológicos y se emplearon 20 piezas dentarias entre molares y premolares según los criterios establecidos. Las piezas dentarias, se sumergieron en solución salina (timol al 1% a 4º C) por un plazo no superior a 3 meses después de la extracción. Cada pieza dentaria y lámpara halógena fue codificada respectivamente.

En cada pieza dentaria se realizó preparaciones de clase I, de forma cuadrada con preparaciones de 3x3x3mm. (Profundidad, dimensión mesio - distal, dimensión vestíbulo-palatino/lingual) a alta velocidad, bajo refrigeración con dos fresas del tipo redonda y cilíndrica por cavidad, a razón de cuatro fresas por cada dos preparaciones.

Se marcó el instrumento antes de realizar la preparación, a los efectos de estandarizar la profundidad. En la restauración el borde cavo superficial de las preparaciones fueron redondeadas para garantizar un mejor sellado.

Terminadas las preparaciones dentales a nivel oclusal, se procedió a realizar la restauración de cada pieza dentaria, se inició con el acondicionamiento del esmalte por 15 seg. y luego a dentina por 15" (ETCHANT GEL ácido fosfórico al 37% Ivoclar- Vivadent) seguidamente se realizó el lavado adamantino por 15 seg. para posterior a ello aplicar el adhesivo (ADPER SINGLE BOND - 3M ESPE)según las indicaciones del fabricante (una capa y fotocurar por 30 seg.).

Para la restauración se empleó la nanorresina activada por luz visible Filtek™ Z350 – 3M ESPE en tono A3, para contrarrestar la contracción de polimerización se aplicó en capas de 2 mm. (técnica incremental) fotocuradas a 1mm de distancia por 40 seg. cada capa (esto según a las indicaciones del fabricante donde menciona tonos opacos aplicados a 2mm.de espesor deben polimerizarse por 40 seg.)

La fotopolimerización de la restauración se realizó a razón de una pieza dentaria por lámpara halógena.

Pasada las 24 horas, las obturaciones se pulieron con fresas de grano fino y discos de pulido (POLITIP) tal como se haría en una situación clínica.

Posteriormente las piezas dentarias fueron barnizadas con dos capas de

esmalte para uñas de color transparente a 1mm. de la restauración para así evitar la filtración del colorante por las diferentes áreas de la interfase diente – resina.

Una vez secado este material, las piezas dentarias se sometieron a un proceso de termociclado de 500 ciclos entre 5 y 55°C para simular condiciones in vivo.

Terminada esta fase, las piezas dentarias se almacenaron por 24 horas a 37°C en una solución de fucsina básica al 0.5%, pasado este tiempo los mismos fueron removidos y lavados con abundante agua por 10 minutos y se les dejó secar por 6 horas a temperatura ambiente para la fijación del tinte.

Transcurrido el periodo de almacenaje, se procedió a remitir las muestras al seccionamiento. A cada pieza restaurada se le realizó un corte longitudinal en sentido mesio-distal con discos de diamante, obteniendo una cara palatina/lingual y una vestibular, a fin de evaluar el grado de penetración del colorante.

Cada mitad se fotografió con una (Cámara Coolpix Nikon 7 megapíxeles, 3x de zoom óptico y aumento ocular de 10x). sobre las fotografías de los cortes histológicos se evaluó la presencia de microfiltraciones a nivel del sellado marginal.

Se evaluó la presencia de microfiltración según la siguiente escala:

0= sin penetración del colorante 1= penetración del colorante

Cabe mencionar que todo el procedimiento estuvo a mi cargo a fin de evitar sesgo en el estudio.

3.4.2 RECOLECCION DE DATOS

a) Técnicas de recolección de datos

Al realizar el trabajo para la obtención de los datos se entró en contacto con las unidades de análisis y se obtuvo información, para los cuales se utilizó las técnicas la observación directa y la entrevista.

- **La Observación Directa:** Registro que permitió observar el estado físico y la intensidad de las lámparas halógenas; el estado clínico de la preparación cavitaria de los dientes registrados en la ficha clínica.

Así mismo a través de la observación de las imágenes fotográficas se identificó la presencia de microfiltraciones a nivel del sellado marginal

- **La entrevista:** Permitted obtener información a través de la comunicación interpersonal con el odontólogo.

b) Instrumentos de recolección de datos

En el trabajo de investigación se aplicó para la recolección de datos, los siguientes instrumentos:

- **Guía de Entrevista.-** Instrumento codificado, que registró los datos del profesional, el tiempo de uso y el estado físico de las lámparas halógenas
- **Ficha de control de Radiación.-** Registró la medición de intensidad de luz de las lámparas halógenas en mW/cm^2 a través del radiómetro.
- **Ficha Clínica.-** Registró la microfiltración obtenida a nivel el sellado marginal de la restauración provocada por efectos en la intensidad de la lámparas halógenas.

IV. RESULTADOS

CUADRO 1. MICROFILTRACIÓN EN EL SELLADO MARGINAL SEGÚN LA INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LÁMPARAS HALÓGENAS mW/cm² EN RESTAURACIONES DE CLASE I.

SELLADO MARGINAL EN LA INTERFASE						
INTENSIDAD DE LUZ DE LAS LAMPARAS HALOGENAS mW/cm ²	DIENTE/ RESINA					
	MICROFILTRACION		MICROFILTRACION		TOTAL	
	PRESENTE		AUSENTE			
	N	%	N	%	N	%
< 199 Mw/cm ²	7	35%	-	-	7	35%
200-299Mw/cm ²	5	25%	3	15%	8	40%
> 300 Mw/cm ²	-	-	5	25%	5	25%
TOTAL	12	60%	8	40%	20	100%

FUENTE: Ficha de control de radiación y Ficha Clínica

$X^2_c = 12.18 > X^2_t (2gl; 0.95^\circ \text{ Conf.}) = 5.99$: SE ACEPTA la hipótesis de trabajo

Se acepta al 95% del nivel de confianza la hipótesis de trabajo: La variación de la intensidad de luz de las lámparas halógenas influye en el sellado marginal en restauraciones de clase I.

GRAFICO 1. MICROFILTRACIÓN EN EL SELLADO MARGINAL SEGÚN LA INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LÁMPARAS HALÓGENAS mW/cm^2 EN RESTAURACIONES DE CLASE I.

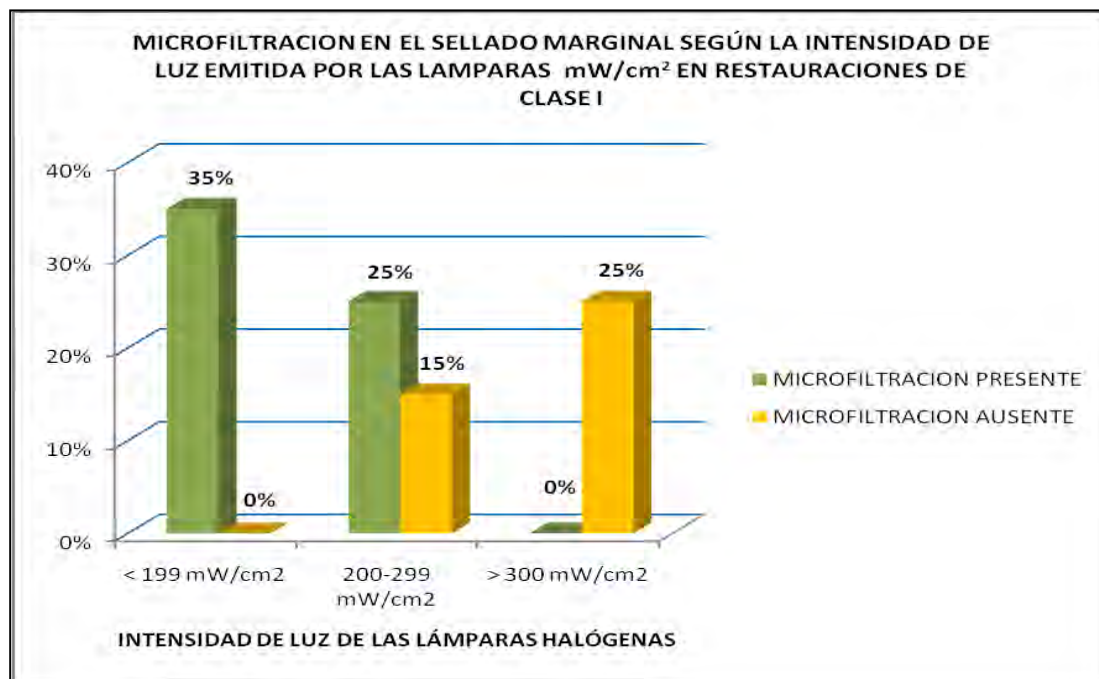


GRAFICO 2. INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LAMPARAS HALOGENAS mW/cm^2

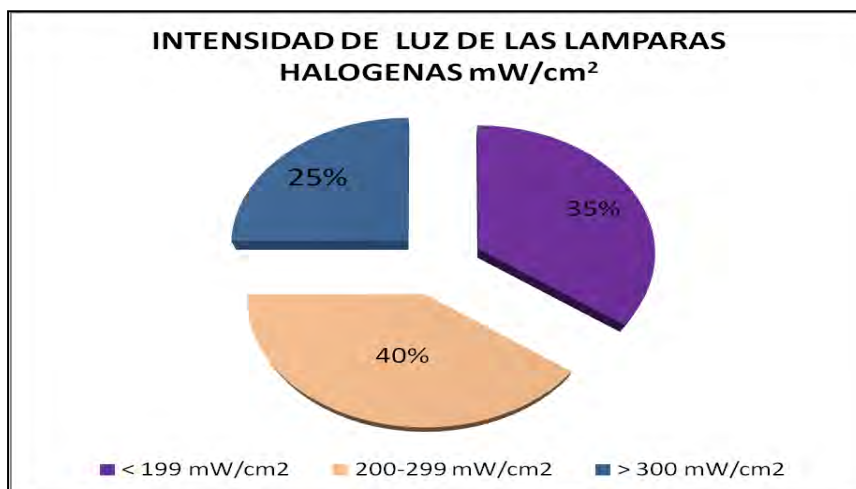
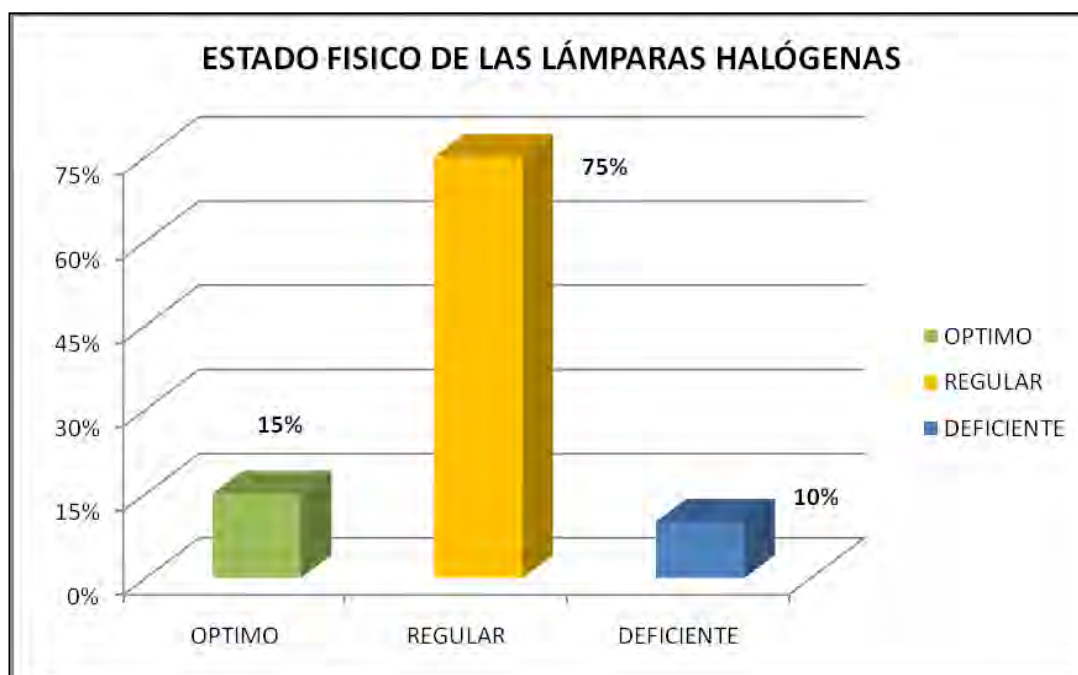


GRAFICO 3. TIEMPO DE USO DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS



GRAFICO 4. ESTADO FISICO DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS



CUADRO 2. MICROFILTRACION EN EL SELLADO MARGINAL SEGÚN EL TIEMPO DE USO DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS EN RESTAURACIONES DE CLASE I.

SELLADO MARGINAL EN LA INTERFASE						
TIEMPO DE USO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS	DIENTE/ RESINA					
					TOTAL	
	MICROFILTRACION PRESENTE		MICROFILTRACION AUSENTE			
	N	%	N	%	N	%
	1-6 MESES	-	-	5	25%	5
7-12 MESES	3	15%	3	15%	6	30%
>1AÑO	9	45%	-	-	9	45%
TOTAL	12	70%	8	25%	20	100%

FUENTE: Guía de entrevista y Ficha Clínica

$X^2_c = 12.75 > X^2_t (2gl; 0.95^o \text{ Conf.}) = 5.99$: SE ACEPTA la hipótesis de trabajo

Se acepta al 95% del nivel de confianza la hipótesis de trabajo: A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas mayor presencia de microfiltración en el sellado marginal en restauraciones de clase I.

CUADRO 3. MICROFILTRACIÓN EN EL SELLADO MARGINAL SEGÚN EL ESTADO FÍSICO DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS EN RESTAURACIONES DE CLASE I.

ESTADO FÍSICO DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS	SELLADO MARGINAL EN LA INTERFASE DIENTE/ RESINA					
	MICROFILTRACION PRESENTE		MICROFILTRACION AUSENTE		TOTAL	
	N	%	N	%	N	%
OPTIMO	-	-	3	15%	3	15%
REGULAR	10	50%	5	25%	15	75%
DEFICIENTE	2	10%	.	.	2	10%
TOTAL	12	60%	8	40%	20	100%

FUENTE: Guía de entrevista y Ficha Clínica

$\chi^2_c = 6.38 > \chi^2_t (2gl; 0.95^o \text{ Conf.}) = 5.99$: SE ACEPTA la Hipótesis de trabajo

Se acepta al 95% del nivel de confianza la hipótesis de trabajo: A mayor déficit en el estado físico de las lámparas halógenas mayor presencia de microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I.

**CUADRO 4. INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LÁMPARAS HALOGENAS
SEGÚN SU TIEMPO DE USO.**

INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LAMPARAS HALOGENAS mW/cm ²	TIEMPO DE USO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS						TOTAL	
	1- 6 MESES		7 – 12 MESES		>1 AÑO			
	N	%	N	%	N	%	N	%
< 199 Mw/cm ²	-	-	2	10%	5	25%	7	35%
200-299 Mw/cm ²	1	5%	3	15%	4	20%	8	40%
> 300 Mw/cm ²	4	20%	1	5%	-	-	5	25%
TOTAL	5	25%	6	30%	9	45%	20	100%

FUENTE Guía de entrevista y ficha de control de radiación

$$X^2_c = 12 > X^2_t (4gl; 0.95^o \text{ Conf.}) = 9.49 \quad : \text{ SE ACEPTA la Hipótesis planteada}$$

Se acepta al 95% del nivel de confianza la hipótesis de trabajo: A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas mayor disminución en su intensidad de luz.

CUADRO 5. INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LÁMPARAS HALOGENAS SEGÚN SU ESTADO FISICO

INTENSIDAD DE LUZ EMITIDA POR LAS LAMPARAS HALOGENAS mW/cm ²	ESTADO FISICO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS						TOTAL	
	OPTIMO		REGULAR		DEFICIENTE			
	N	%	N	%	N	%	N	%
< 199 Mw/cm ²	-	-	5	25%	2	10%	7	35%
200-299 Mw/cm ²	-	-	8	40%	-	-	8	40%
> 300 Mw/cm ²	3	15%	2	10%	-	-	5	25%
TOTAL	3	15%	15	75%	2	10%	20	100%

FUENTE: Ficha clínica y Guía de entrevista

$X^2_c = 14.21 > X^2_t (4gl; 0.95^\circ \text{ Conf.}) = 9.49$: SE ACEPTA la Hipótesis planteada

Se acepta al 95% del nivel de confianza la hipótesis de trabajo: A mayor déficit en el estado físico de las lámparas halógenas mayor disminución en su intensidad de luz.

CUADRO 6. ESTADO FISICO DE LAS LÁMPARAS HALOGENAS SEGÚN EL TIEMPO DE USO

TIEMPO DE USO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS	ESTADO FISICO DE LAS LAMPARAS HALOGENAS						TOTAL	
	OPTIMO		REGULAR		DEFICIENTE			
	N	%	N	%	N	%	N	%
1-6 MESES	2	10%	3	15%	-	-	5	25%
7-12 MESES	1	5%	5	25%	-	-	6	30%
> 1 AÑO	-	-	7	35%	2	10%	9	45%
TOTAL	3	15%	15%	75%	2	10%	20	100%

FUENTE: Ficha clínica y Guía de entrevista

$X^2_c = 7 < X^2_t (4gl; 0.95^\circ \text{ Conf.}) = 9.49$: SE RECHAZA la Hipótesis planteada

Se rechaza al 95% del nivel de confianza la hipótesis de trabajo: A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas mayor déficit en su estado físico.

V. DISCUSION

El incremento de los materiales restauradores en la actualidad ha generado interés hacia la naturaleza y propiedades de la fotopolimerización. Por ser la lámpara de fotocurado un mecanismo que los activa, es el instrumento que se utiliza para lograr la polimerización. Una falla en los componentes de la lámpara de fotocurado, ocasiona alteraciones como: la falta de polimerización del material restaurador obteniendo tratamientos que a corto plazo son deficientes, sensibilidad postoperatoria, presencia de microfiltraciones en la interfase diente/resina, que afectan a la pulpa conllevando a otro tratamiento y así mismo una recurrencia en la repetición del procedimiento.

Por lo general, el odontólogo emplea en su práctica clínica las lámparas de fotocurado, sin tener en cuenta el control de la intensidad de la luz, que puede haber variado con la frecuencia de uso, mantenimiento inadecuado y la falta de monitorización a través del radiómetro.

En el presente estudio se evaluaron 20 lámparas halógenas provenientes de los consultorios dentales y 20 piezas dentarias. Los resultados encontrados en el estudio demuestran que la variación de la intensidad de luz emitida por las lámparas halógenas influyen en el sellado marginal de las restauraciones de clase I. ocasionando microfiltraciones en la interfase diente/resina, encontrándose que un 60% de piezas dentarias restauradas presentó microfiltración.

La investigación evidenció que el 35% de lámparas que emitían intensidades inferiores a los 199 mW/cm^2 provocaron microfiltraciones en las piezas dentarias restauradas; por lo que una inadecuada intensidad de luz conlleva a deficiencias en la restauración, al comparar estos resultados con MARIA JACINTA M.(2005) tienen similitud ya que

menciona que las lámparas de fotocurado mejoran las propiedades de los materiales restauradores por lo tanto la inadecuada intensidad de la luz disminuye la eficacia de las restauraciones.⁵⁸

Existen diversos factores que modifican la intensidad de luz emitidas por las lámparas halógenas, en el estudio la medición de la intensidad de luz de las lámparas se realizó a través del radiómetro (mW/cm^2), encontrándose que el 35% de lámparas presentaron intensidades de luz inferiores a $199\text{mW}/\text{cm}^2$, el 40% intensidades entre $200\text{--}299\text{ mW}/\text{cm}^2$ y un 25% registró intensidades superiores a $300\text{mW}/\text{cm}^2$. Concluyéndose que la mayor parte de las lámparas halógenas evaluadas en los consultorios odontológicos de la ciudad de Cerro de Pasco, presentan inadecuadas intensidades de luz.

Estos resultados tienen similitud con los de NASSER BARGUI (1994), que observó que de 209 unidades de fotocurado utilizadas en los consultorios odontológicos el 30% tenían intensidades inferiores a $200\text{ mW}/\text{cm}^2$, siendo considerada como una intensidad inadecuada para una polimerización perfecta¹; MIYAZAKI(1998) realizó estudios donde evaluó la intensidad de luz de dispositivos de fotocurado de consultorios odontológicos particulares y los resultados indicaron que existían deficiencias en la intensidad⁶; DELIPERIA (2003) analizaron la efectividad de los equipos de fotocurado y concluye que la intensidad de luz de los dispositivos usados en clínicas particulares eran inadecuados⁴³, CAUGHMAN(1995) estimó que $280\text{mW}/\text{cm}^2$ es una mínima intensidad necesaria para una polimerización adecuada².

Entre los objetivos de este estudio se buscaba analizar la efectividad de las lámparas halógenas usadas en los consultorios odontológicos a través del radiómetro y verificar si los profesionales odontólogos controlaban periódicamente sus equipos, porque las

modificaciones del rendimiento de intensidad de luz debido a múltiples factores traen como consecuencia una polimerización deficiente provocando microfiltraciones en la interfase diente /resina.

El rendimiento de la intensidad de luz de curado afecta la profundidad del mismo y el tiempo requerido para completar la polimerización de las resinas compuestas; en este estudio se observó que de las piezas dentarias restauradas con lámparas halógenas con un tiempo de servicio >1 año, el 45% presentó microfiltraciones. Así mismo el 25% de las lámparas halógenas con un tiempo de servicio >1año tuvieron intensidades inferiores a 199mW/cm².

Con este resultado se concluye que las lámparas halógenas con mayor tiempo de servicio sufren una deficiencia en sus intensidades de luz, dando como resultado la presencia de microfiltraciones. Además la mayor parte de las lámparas halógenas de los consultorios odontológicos tuvieron un tiempo de uso >1 año y que a mayor tiempo de servicio existe una disminución en la intensidad de luz. Este resultado corrobora POULUS(2000) evaluaron 201 lámparas de curado Max por 3 años. Para la evaluación de los cambios de la intensidad de las lámparas emplearon un Radiómetro de curado Demetron Model 100 (serial N°106637). Con este estudio demostraron, que las lámparas de 1-2 años de servicio tuvieron una intensidad media de 423 mW/cm², diferían de las de 3 años que mostraron una intensidad de 376 mW/cm²; concluyendo que el rendimiento de la intensidad de la lámpara de curado de luz disminuye con el tiempo ¹⁰. COOK(2003), sugirió que los radiómetros pueden usarse para evaluar la intensidad de luz del fotopolimerizador periódicamente y que los valores entre 450 y 500 m son más eficaces para una polimerización eficaz³⁹; SHORTALL(1996), verificó la intensidad de luz de fotopolimerizador por medio del radiómetro y el resultado dió énfasis a la importancia del uso de radiómetros periódicamente para supervisar la intensidad de luz

activa de estos dispositivos³ ; ABRIGO(1999), verificó en su estudio que el radiómetro es un medio eficaz para caracterizar la eficacia del fotopolimerización en las clínicas dentales⁷; BLAZZIO(2001) observaron la importancia de la presencia de un radiómetro como la parte de la rutina del odontólogo para medir la intensidad de la luz del fotopolimerizador¹²; LEONARD(1999), analizó la efectividad de los radiómetros y concluyeron que no existe diferencia estadística significativa entre 5 modelos de radiómetros⁹; CAUGHMAN(1995), menciona que un radiómetro puede usarse para medir la intensidad de luz de los equipos fotopolimerizadores periódicamente. Sin embargo, el trabajo del radiómetro se pone raro, debido al costo de este dispositivo².

El deficiente estado de conservación de las lámpara halógenas está en relación con su inadecuado mantenimiento, debido a que la degradación del bombillo, filtro y fibra óptica, etc. son condiciones deteriorantes que influyen en la variación de la intensidad lumínica y con ello da la posibilidad de obtener una polimerización deficiente del material restaurador.

En este estudio se observó que el 50% de las piezas dentarias restauradas con lámparas halógenas de estado regular presentaron microfiltraciones. Así mismo el 40 % de las lámparas halógenas que presentaron un regular estado físico, tienen intensidades de 200-299mW/cm² y el 10% de las lámparas con deficiente estado de conservación presentaron intensidades inferiores a 199mW/cm². El estudio dio a conocer que el 35% de las lámparas halógenas de regular estado físico tiene un tiempo de uso >1 año. Esto significa que la mayor parte de lámparas evaluadas de los consultorios odontológicos tienen un tiempo de servicio de >1 año. Las lámparas con regular estado físico de conservación presentan microfiltración y si existe variación en las intensidades de luz de las lámparas halógenas es porque presentan un estado físico regular, debido a

que los profesionales odontólogos no realizan mantenimiento a su lámpara o si lo hacen es evidente que no se está haciendo correctamente.

Corroboran con esta conclusión FRIEDMAN(1999) observó que la opacificación de la bombilla pueden causar una reducción de un 45% aproximadamente en la irradiación ligera⁴⁵ ; BLAZZIO(2001) menciona que las bombillas en condiciones buena, filtros y fibras principales ópticas irrompibles y limpias son esenciales en el proceso de la polimerización¹² ; BLANDÓN(2002) en su estudio evaluó 28 consultorios odontológicos de los cuales el 97% de los consultorios realizan mantenimiento de la lámpara, lo que significa que no se está haciendo correctamente y puede estar afectando la intensidad de la luz de la lámpara¹³; BONA(1997), observaron en su estudio en 140 fotopolimerizadores que la media edad del fotopolimerizadores era de 5,5 años, siendo de 10 años la edad de mayoría frecuentemente. Los problemas encontrados en las lámparas se ubicaban en el filtro (81,4%), la punta activa (68,6%)⁴.

VI. CONCLUSIONES

- La variación de las lámparas halógenas influye en sellado marginal de las restauraciones de clase I
- Lámparas con intensidades de salida inferiores a 299mW/cm^2 provocaron microfiltraciones en el sellado marginal en las restauraciones de clase I.
- Lámparas con regular estado físico y con tiempos de uso superior a 1 año provocaron microfiltraciones en el sellado marginal en las restauraciones de clase I.
- Lámparas con un déficit en su estado físico y con tiempos de uso superior a 1 año registran intensidades de luz inferiores a los 299mW/cm^2
- Lámparas con tiempos de uso superior a 1 año muestran deficiencia en su estado físico.

VII. RECOMENDACIONES

1. Para futuros estudios se sugiere analizar otros factores como: la resistencia, densidad, etc. de la profundidad de polimerización en restauraciones y observar cómo influye la variación de la intensidad de la luz
2. Seguir realizando trabajos de investigación sobre este estudio para valorar la importancia del radiómetro en el tratamiento restaurativo
3. Para futuros estudios se sugiere utilizar otro método para medir la intensidad de luz.
4. A los odontólogos se recomienda monitorizar periódicamente (cada 4 meses) sus lámparas halógenas con un radiómetro y realizar el respectivo mantenimiento a cada uno de sus componentes bulbo, filtros y guías de luz.
5. Según la intensidad de la luz registrada en el radiómetro se recomienda:
 - < 200 mW/cm²: revisión de los componentes de la lámpara
 - 200-300 mW/cm²: aumentar el tiempo de exposición de la luz.
 - > 300 mW/cm²: adecuada
6. Al efectuar el cambio de una pieza propia de la respectiva lámpara halógena (bulbo, el filtro, etc), se debe verificar la igualdad de marca con la anterior pieza; el estado de la pieza reemplazada y la intensidad de luz de la lámpara, esto debido a que aprovechando el desconocimiento del profesional colocan unas por otras, provocando variación en la intensidad de luz .

RESUMEN

El trabajo de investigación in vitro sobre el **“EFECTO DE LA INTENSIDAD DE LA LUZ DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS EN EL SELLADO MARGINAL DE RESTAURACIONES DE CLASE I”**, se ejecutó en los consultorios odontológicos privados de la ciudad de Cerro de Pasco.

Se efectuó dos visitas a los consultorios odontológicos: en la primera se explicó al odontólogo sobre el estudio y se solicitó una autorización para participar en él, en la segunda visita, se aplicó la encuesta, se inspeccionó físicamente la lámpara halógena, y se registró el rango de intensidad de la luz con un radiómetro de marca DEMETRON y finalmente se polimerizó la restauración de cada pieza dentaria respectiva.

Para la medición de las intensidades de luz de las lámparas se realizó una prueba piloto midiendo la intensidad de la luz de las lámparas de fotocurado de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Daniel Alcides Carrión, con el radiómetro marca “Demetron” para verificar su adecuado rendimiento.

Para el estudio se evaluaron 20 lámparas halógenas provenientes de los consultorios odontológicos y se emplearon 20 piezas dentarias entre molares y premolares según los criterios establecidos. Las piezas dentarias, se sumergieron en solución salina (timol al 1% a 4° C) por un plazo no superior a 3 meses después de la extracción. Cada pieza dentaria y lámpara halógena fue codificada respectivamente.

En cada pieza dentaria se realizó preparaciones de clase I, de forma cuadrada con preparaciones de 3x3x3mm. (Profundidad, dimensión mesio - distal, dimensión vestibulo-palatino/lingual) a alta velocidad, bajo refrigeración con dos fresas del tipo redonda y cilíndrica por cavidad, a razón de cuatro fresas por cada dos preparaciones.

Se marcó el instrumento antes de realizar la preparación, a los efectos de estandarizar la profundidad. En la restauración el borde cavo superficial de las preparaciones fueron redondeadas para garantizar un mejor sellado.

Terminadas las preparaciones dentales a nivel oclusal, se procedió a realizar la restauración de cada pieza dentaria, se inició con el acondicionamiento del esmalte por 15 seg. y luego a dentina por 15" (ETCHANT GEL ácido fosfórico al 37% Ivoclar- Vivadent) seguidamente se realizó el lavado adamantino por 15 seg. para posterior a ello aplicar el adhesivo (ADPER SINGLE BOND - 3M ESPE)según las indicaciones del fabricante (una capa y fotocurar por 30 seg.).

Para la restauración se empleó la nanorresina activada por luz visible Filtek TM Z350 – 3M ESPE en tono A3, para contrarrestar la contracción de polimerización se aplicó en capas de 2 mm. (técnica incremental) fotocuradas a 1mm de distancia por 40 seg. cada capa (esto según a las indicaciones del fabricante donde menciona tonos opacos aplicados a 2mm.de espesor deben polimerizarse por 40 seg.)

La fotopolimerización de la restauración se realizó a razón de una pieza dentaria por lámpara halógena.

Pasada las 24 horas, las obturaciones se pulieron con fresas de grano fino y discos de pulido (POLITIP) tal como se haría en una situación clínica. Posteriormente las piezas dentarias fueron barnizadas con dos capas de esmalte para uñas de color transparente a 1mm. de la restauración para así evitar la filtración del colorante por las diferentes áreas de la interfase diente –resina.

Una vez secado este material, las piezas dentarias se sometieron a un proceso de termociclado de 500 ciclos entre 5 y 55°C para simular condiciones in vivo.

Terminada esta fase, las piezas dentarias se almacenaron por 24 horas a 37°C en una solución de fucsina básica al 0.5%, pasado este tiempo los mismos fueron removidos y

lavados con abundante agua por 10 minutos y se les dejó secar por 6 horas a temperatura ambiente para la fijación del tinte.

Transcurrido el periodo de almacenaje, se procedió a remitir las muestras al seccionamiento. A cada pieza restaurada se le realizó un corte longitudinal en sentido mesio-distal con discos de diamante, obteniendo una cara palatina/lingual y una vestibular, a fin de evaluar el grado de penetración del colorante.

Cada mitad se fotografió con una (Cámara Coolpix Nikon 7 megapíxeles, 3x de zoom óptico y aumento ocular de 10x). sobre las fotografías de los cortes histológicos se evaluó la presencia de microfiltraciones a nivel del sellado marginal.

Se evaluó la presencia de microfiltración según la siguiente escala:

0= sin penetración del colorante 1= penetración del colorante

Cabe mencionar que todo el procedimiento estuvo a mi cargo a fin de evitar sesgo en el estudio.

Los instrumentos empleados en la presente investigación fueron: guía de entrevista y guía de cotejo, ficha de control de radiación y finalmente la ficha clínica.

Al finalizar el estudio se halló los siguientes resultados:

1. El 35% de lámparas halógenas con intensidades inferiores a 199 mW/cm^2 provocaron microfiltraciones en el sellado marginal de las restauraciones.
2. El 45% de lámparas con un tiempo de uso mayor a 1 año provocaron microfiltraciones en el sellado marginal de las restauraciones.
3. El 25% de lámparas con un tiempo de uso >1 año mostraron intensidades inferiores a 199 mW/cm^2 .
4. El 50% de lámparas en regular estado físico provocaron microfiltraciones en el sellado marginal de las restauraciones.

5. El 40% de lámparas en regular estado físico mostraron intensidades entre 200 - 299 mW/cm².
6. El 35% de lámparas en regular estado físico presentaron un tiempo de uso > 1 año.

Frente a los datos expuestos se concluye:

- La variación de las lámparas halógenas producen efectos a nivel del sellado marginal como las microfiltraciones.
- Lámparas con intensidades de salida inferiores a 299mW/cm² provocaron microfiltraciones en el sellado marginal en las restauraciones de clase I.
- Lámparas con regular estado físico y con tiempos de uso superior a 1 año provocaron microfiltraciones en el sellado marginal en las restauraciones de clase I.
- Lámparas con un déficit en su estado físico y con tiempos de uso superior a 1 año registran intensidades de luz inferiores a los 299mW/cm²

Dentro de las consideraciones éticas, este estudio fue sin riesgos ya que no involucró pacientes, se tuvo en cuenta las normas de bioseguridad para la medición de la intensidad de luz.

SUMARY

The present work of investigation "**EFFECT OF THE INTENSITY OF THE LIGHT OF THE HALOGENOUS LAMPS IN THE ONE SEALED MARGINAL SEALED OF RESTORATIONS OF CLASS I**", was executed in the private dental offices of the city of Cerro of Pasco.

For this work of investigación two visits to the dental offices took place : first it was explained to the dentist about the study and an authorization was asked for to participating in it. In the second visit, the survey was, it was inspected the halogenous lamp physically, and registered the range of intensity of the light with a mark radiometro DEMETRON and finally you polymerization the restoration of each piece would jag respective .

For the measurement of the intensities of light of the lamps it was carried out a test pilot measuring the intensity of the light of the lamps of fotocurado of the Faculty of Odontolgy of the Nacional University was made Daniel Alcides Carrión, with the radiometer "Demetron" marks to verify its appropriate yield.

For the study 20 halogenous lamps coming from the private dental offices were evaluated and 20 pieces were used you would jag between molares and premolares according to the established approaches. The pieces would jag, they dove in saline solution (timol to 1% to 4° C) for a term non superior to 3 months after the extraction. Each dental would jag and halogenous lamp was coded respectively.

In each piece it would jag he/she was carried out class preparations I, in a square way with preparations of 3x3x3mm. (Depth, dimension mesio - distal, dimension vestibule - palatino/lingual) at high speed, low refrigeration with two strawberries of the round and cylindrical type by cavity, to reason of four strawberries for each two preparations.

The instrument was marked before carrying out the preparation, to the effects of standardizing the depth. The border digs superficial of the respective preparations they were rounded to guarantee a better one sealed.

Finished the dental preparations at level occlusal , you proceeded to carry out the restoration of each piece it would jag, he/she began with the acondicionamiento of the enamel by 15seg. and then to dentine for 15"(ETCHANT phosphoric acid GEL to 37% Ivoclar- Vivadent) next was carried out the adamantine laundry for 15 seg for later to it to apply the adhesive (ADPER SINGLE BOND - 3M ESPE) according to the makers indications (a layer and to activate for 30 seg.).

For the restoration the nanorresina was used activated by visible light Filtek TM Z350 - 3M ESPE in tone A3 , to counteract the polymerization contraction was applied in layers of 2 mm (incremental technical) fotocuradas to 1mm of distance for 40 seg. each layer (this according to the makers indications he/she mentions opaque tones applied 2mm.of thickness they owe polymerization for 40 seg.)

The fotopolimerización of the restoration was carried out to reason of a piece it would jag for halogenous lamp.

Passing the 24 hours, the obturations became polished with strawberries of fine grain and disks of refined (POLITIP) just as it would be made in a clinical situation. Later on the pieces would jag they were lacquered with two layers of enamel for fingernails of transparent color at 1mm of the restoration it stops this way to avoid the filtration of the coloring for the different areas of the interfase tooth - resin .

Once drying this material , the pieces would jag they underwent a process of termociclado of 500 cycles between 5 and 55C to simulate conditions in alive.Finished this phase, the pieces would jag they were stored by 24 hours to 37C in a solution of basic fucsina to 0,5%, past

this time the same ones were removed and laundries with abundant water for 10 minutes and they were left drying off for 6 hours to ambient temperature for the fixation of the tint.

Lapsed the period of storage, you proceeded to remit the samples to the seccionamiento. To each restored piece he/she was carried out a longitudinal cut in having felt mesio-distal with diamond disks, obtaining an expensive a palatina/lingual face and to vestibular, in order to evaluate the degree of penetration of the coloring.

Each half was photographed with one (Camera Coolpix Nikon 7 megapixeles, 3x of optical zoom lens and ocular increase of 10x). on the pictures of the cuts histológicos the microfiltrations presence was evaluated at level of the sealed marginal.

The microfiltration presence was evaluated according to the following scale:

0 = without penetration of colorante 1 = penetration of the colorante

It is necessary to mention that the whole procedure was to my position in order to avoid bias in the study.

The instruments used in the present investigation were: I it guide of interview and it guides of comparison, record of radiation control and finally the clinical record.

When concluding the study he/she was the following results:

1. 35% of halogenous lamps with inferior intensities to 199 mW/cm² caused microfiltrations in the marginal sealed one of the restorations.
2. 45% of lamps with a time of use greater to 1 year caused microfiltrations in the marginal sealed one of the restorations.
3. 25% of lamps with a time of use > 1 year showed inferior intensities at 199mW/cm².
4. 50% of lamps in regulating physical state caused microfiltrations in the one sealed marginal of the restorations.
5. 40% of lamps in regulating physical state showed intensities among 200 - 299 mW/cm².
6. 35% of lamps in regulating physical state presented a time of use > 1 year.

In front of the exposed data you concludes:

- The variation of the intensity of light of the halogenous lamps produces effects at level of the one sealed marginal as the microfiltrations.
- Lamps with inferior exit intensities at 299mW/cm^2 caused microfiltrations in the one sealed marginal in the class restorations I.
- Lamps with regulating physical state and times of use superior to 1 year caused microfiltrations in the one sealed marginal in the class restorations I.
- Lamps with regulating physical state and times of use superior to 1 year register inferior intensities of light to the 299mW/cm^2

You concludes that the variation of the intensity of light of the halogenous lamps produces effects at level of the one sealed marginal as the microfiltrations.

Inside the ethical considerations this studies it was since without risks it didn't involve patient one kept in mind the biosecurity norms for the mensuration of the intensity of the light .

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Barghi ND, Berry TM, Hatton CD. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *Journal. Am. Dent. Assoc.* 1994; (125): 516-521.
2. Caughman WF, Rueggeberg, FA. Clinical guidelines will be photocuring restorative resins. *Journ. Am. Dent. Assoc.* 1995; (26):1281-6
3. Shortall C, Harrington G. Effect of light intensity on polymerisation of three composite resins. *Eur. J. Prosthet. Rest. Dent.* 1996 (4)2:71-6.
4. Bona DA, Casalli JL. Effectiveness of the fotopolimerizadores used in odontológicas clinics. *To see Fac. Odontol. Deep Univ. Passo* 1997;2(4):15-19
5. Araujo RM. Dental evaluation of the fotopolimerizadores. *Journ. Am. Dent. Assoc.* 2000;(15):131-4
6. Miyazaki MI, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onase H, Moorb K. Dental evaluation of curing units used in private offices. *Oper. Den.* 1998 ;(23): 50-4.
7. Abrigo F. Radiometric and spectroradiometric. *J.Dent.*1997;(12): 222-225
8. Abalos LC, Jimenez PA, Hernández J, Jimenez ME. Comportamiento de la intensidad de la luz de las lámparas a través de la resina compuesta. *Dentum* 2004;4(2):44-49
9. Leonard DL. Effect of curing-tip to diameter on the accuracy of dental radiometers. *Oper. Dent.*1999;(24):31-7
10. Poulos JD, Styner DL. Lámparas de curado: cambios en el rendimiento de la intensidad con el tiempo de servicio. *Journal de Clínica en Odontología* 2000; 15(1):47-53
11. Arana G. Profundidad y dureza de polimerización en resinas de fotopolimerización usando diferentes técnicas de polimerización. *Universidad Santiago de Cali* 2000;15(5):26-28

12. Bazzio M. Radiometers. Universidad de Chile ,2006;7(4):11-14
13. Blandón GA. Intensidad de la luz de las lámparas de fotocurado de los consultorios odontológicos de los Municipios de Envigado y Sabaneta. Colombia 2002;7(13):17-20
14. Lois MF. Estudio comparativo del grado de microfiltración de restauraciones de clase II. Universidad de Chile 2003;5(9):3-8
15. Deliperia S, Bardwellb DN, Papathanasiouc A, Kastalid S, García F. Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. The Journal of Adhesive Dentistry 2004;6(4):1-5
16. Carpena LG, Baratiere NL, Monteiro SJ, Cardoso VL. Effect of posterior resin composite placement technique on the resin–dentin interfase formed in vivo. Quintessence International 2004;35(2):1-6
17. Riza AA, Fahinur ED, Dilsah CD, Asli TA, Metin TP, Elcin KT. Effects of light curing method and exposure time on mechanical properties of resin based dental materials. European Journal of Dentistry 2008(2); 37-42
18. Bryant R. Resinas de composite. En: Mount GJ, Hume WR. Conservación y restauración de la estructura dental. 9na ed. España: Harcourt Brace; 1998. p 94-105.
19. Hervas GA, Martinez LA, Cabanes VJ, Barjau EA, Fos GP. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal 2006; 11: p. 215-20.
20. Maria JM, Coelho S, Da silva JM, Santos JG, Mowafy EO, Chedid CA, Farah NC. Influence of light intensity and curing cycle on microleakage of class V composite resin restorations. J. Appl. Oral Sci. 2005; 13(2): 193-7

21. Robles GV, Lucena MC, González RM, Ferrer LC. Estudio de microfiltración con nuevos materiales alternativos para el sector posterior. Rcoe 2002;7(5):1-12
22. Craig RG. Materiales de odontología restauradora. 10ma.ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998
23. Barrancos JM. Operatoria dental, técnica clínica. 2da. ed. Madrid: Interamericana; 1993.
24. Vega BJ. Materiales de odontología, fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico químicos. 1era ed. Madrid : Avances Médico Dentales; 1996
25. Barrancos JM. Operatoria dental. 3ra ed. Buenos Aires: Medica Panamericana. 1999
26. Ricardo LM. Polimerización y adhesión. En Henostroza G. Adhesión en odontología restauradora. 1era ed. Brasil: Maio; 2003.p 53-70
27. Ramirez RA, Setien VJ, Orellana N, Garcia C. Microfiltración en cavidades clase II rastauradas con resinas compuestas de baja contracción. Acta Odontológica Venezolana (revista en internet) 2008 octubre-enero. (acceso 22 de enero del 2008);47(1). Disponible en: [http:// www.actaodontologica.com](http://www.actaodontologica.com)
28. Amarante CD, Coelho SM, Simone CC, Consani S. Influence of varying light intensity on microleakage of class II restorations. Cienc. Odontol. Bras. 2003; 6 (1): 11-7
29. Stefanello AL, Autorio GP, Hernandez RP. Odontologia restauradora y estética. 1era ed. São Paulo-Brasil : Edit Artes Médicas; 2005
30. Baratieri LN. Principios de operatoria dental. 3era ed. Brasil: Interamericana; 2001
31. Stefanello BA, Da Silva AS, Nunes BA, Gonzales HP. Resinas compuestas en dientes posteriores: El estado actual del arte. En Miyashita E, Salazar A. Odontologia estética. 1era ed. Sao Paulo: Artes Médicas; 2005. p 63-104

32. Poonam JB, Adam PD. La profundidad de curado y la microfiltración con alta intensidad y con rampa de resina compuesta basada en lámparas de polimerización. JADA, 2004;(12):11-16
33. Ruya YA, Cigdem C, Berrin D, Gul O. Effects of different light curing units/modes on the microleakage of flowable composite resins. Eur. J. Dent. 2008; (2): 240–246.
34. Chain MC, Baratiere LN. Resinas compuestas. En Chain MC, Baratiere LN. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. 1era ed. Brasil: Artes Medicas ; 2001:p 9-26
35. Rodriguez DE. La luz el color y su percepción. En Henostroza G. Estética en odontología restauradora. 1era ed. Madrid: Ripano; 2006.p 55-74
36. Howar SE. Predictable restoration of posterior teeth with composite resin. Ada 2007;12(4):23-27
37. Horonato SM, Marins CR, Mondelli LR. Odontologia estética: fundamentos e aplicacoes clinicas. 1era ed. Sao Paulo: Santos ; 2000.p 1-136
38. Veiga AM, Moyses RM, Ribeiro RJ, Dos CA, Flores OV. Influencia de las unidades de curado de Led y luz halógena sobre la resistencia compresiva de las resinas compuestas. Acta odontológica venezolana (revista en internet) 2008 marzo-julio (acceso 14 de junio del 2006);45(2).disponible en: [http:// www.actaodontologica.com](http://www.actaodontologica.com)
39. Cook W, Standish P. Cure of resin based restorative materials white light photopolymerized resin. Aust. Dent. J. 2003;(28):307-311
40. Thomas KP. Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas tecnicas. Ideas y trabajos odontoestomatológicos 2001;2(1):29-37
41. Bader MM, Baeza RW, Muñoz RI, Ehrmantraul MN. Estudio comparativo de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fotopolimerizadas con lámpara Led y lámpara halógena convencional . Journ. Am. Dent. Assoc, 2004; (15):17-20

42. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Operative Dentistry* 2004; 29(3):287-294
43. Salomon H. Comportamiento de la intensidad de la luz de las lámparas. *Dentum* , 2003;7(3): 21-28
44. Castillo GF, Zafra AJ. Estudio comparativo in vitro de la filtración entre composite y dentina al polimerizar con luz halógena vs con luz de plasma. *RCOE* 2001;6(12):141-146
45. Friedman J. Variability of lamp characteristics in curing lights. *J. Esthetic.Dent.*1999; (1):189-190.
46. Lee Y, Chiu H, Boghosian A, Greener E. Radiometric and spectroradiometric comparison of power output of five visible light-curing units. *J. Dent*; 1993;21: 373-377
47. Rueggberg F. Factors affecting cures at depths withing light-activated resin composites. *Am. J. Dent*,1993;6(2):91-95
48. Yearn J. Factors affecting cures of visible light activated composites. *Int. Dent. J.* 1999;(35):218-255.
49. Bruce SW. Efectos de la intensidad lumínica, tiempo y dirección en la formación de brechas en resturaciones con resina compuesta. *Journal de Clínica en Odontología* 2000 ;15(1):361-363
50. Abalos LC, Hernandez MJ, Llamas CR, Jimenez PA. Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización. *RCOE* 1999 4(1):25-38

51. Oliveira DG, Laiza TP, Guilherme JA, Moreira DE. Influence of light-curing mode on the sealing of resin composite restorations. *Revista de odontología UNESP*. 2006; 35(4): 269-273
52. Chang JB, Seok HH, Hyo JS, Hyung LK, Yoon HK. The effects of light intensity-curing time on the degree of polymerization of dental composite resins. *Dental Materials Journal* 2008; 27(4): 523—533
53. Antonio JJ, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Efectos de la distancia de la punta de fotopolimerización sobre la intensidad de la luz y la microdureza de las resinas compuestas. *Quintessence* 1995; 8(3):154-158.
54. Simone DD, Bardwell DN, Papathanasiou A. Effect of different polymerization methods on composite microleakage. *American Journal of Dentistry* 2003;(16):73-76
55. Hirata R, Higashi C, Masotti A. Simplificando o uso de resinas compostas em dentes posteriores. *R. Dental Press Estét.* 2004; 4(1): 18-34.
56. Ruya YA, Cigdem C, Berrin D, Gul O. Effects of different light curing units/ modes on the microleakage of flowable composite resins. *European Journal of Dentistry*, 2008;(2):240-246
57. Horacio MH. Factores que afectan la luz visible de curado. *Estética y Operatoria Dental* 1999 ;(4):81-83.
58. María JM. Coelho S, Da Silva JM, Santos JG, Mowafy EO Chedid CA, Farah NC. Influencia da intensidade de luz e métodos de fotoativação no selamento marginal de restaurações classe resina V em composta”. *J. Appl. Oral Sci.* 2005; 13(2): 1-13

ANEXOS

MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVO	HIPOTESIS
PROBLEMA GENERAL:	OBJETIVO GENERAL:	HIPOTESIS GENERAL:
¿Cuál es el efecto de la intensidad de luz de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I?	Determinar el efecto de la intensidad de luz de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I	La variación de la intensidad de luz emitidas por las lámparas halógenas influye en el sellado marginal de restauraciones de clase I.
¿Cómo repercute la variación de los tiempos de uso de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I?	Identificar el tiempo de uso de las lámparas halógenas	A mayor tiempo de uso de las lámparas halógenas habrá presencia de microfiltración en el sellado marginal en restauraciones de clase I
¿Cómo repercute el estado físico de las lámparas halógenas en el sellado marginal de restauraciones de clase I?	Identificar el estado físico de las lámparas halógenas	A mayor déficit del estado físico de las lámparas halógenas habrá presencia de microfiltración en el sellado marginal de restauraciones de clase I.

ANEXO Nº 1

GUIA DE ENTREVISTA y GUIA DE COTEJO

OBJETIVO: Obtener información del profesional Odontólogo que usa el equipo de fotopolimerización. Así como el tiempo de uso y el estado físico del equipo.

INSTRUCCIONES: Se realizará preguntas cerradas al Odontólogo para verificar el uso del equipo fotopolimerizador y luego se registrará la información para luego ser cotejada.

CÓDIGO

DATOS GENERALES

Nombres y apellidos:.....

Dirección del consultorio:.....

Fecha:

TIEMPO DE SERVICIO DE LAMPARA DE LUZ HALÓGENA

a) 1 a 6 meses

b) 7 a 12 meses

c) >1 año

ESTADO DE FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO FOTOPOLIMERIZADOR:

a) OPTIMO (ninguna avería) Si - No

b) REGULAR (equipo con 2 averías) Si - No

c) DEFICIENTE (equipo con más de 3 averías) Si - No

ANEXO Nº 2

FICHA DE CONTROL DE RADIACIÓN

OBJETIVO: Obtener información acerca de la intensidad de radiación y fotopolimerización del equipo.

INSTRUCCIONES: Se realizará la medición de emisión de radiación de la lámpara halógena, para esto se utilizará el radiómetro, medida en rango de luz mW/cm^2

LAMPARA DE LUZ HALÓGENA:

MARCA:.....

INTENSIDAD DE LUZ mW/cm^2 DE LA LAMPARA HALÓGENA

- | | | | |
|------------------------------------|----|---|----|
| a) < 199 mW/cm^2 | Si | - | No |
| b) 200-299 mW/cm^2 | Si | - | No |
| c) > 300 mW/cm^2 | Si | - | No |

ANEXO Nº 3

FICHA CLINICA

OBJETIVO: Registrar la presencia de microfiltración a nivel del sellado marginal en las restauraciones de clase i

INSTRUCCIONES: Se realizó cortes longitudinales a los dientes restaurados en sentido mesio distal y luego se procedió a fotografiar ambas mitades con la respectiva cámara del estudio para registrar los hallazgos de microfiltración a nivel del sellado marginal .

DIENTE Nº

MICROFILTRACIÓN

a) PRESENTE Si - No

b) AUSENTE Si - No

CONSULTORIOS ODONTOLÓGICOS PRIVADOS DE LA CIUDAD DE CERRO
DE PASCO

HACE CONSTAR

Que, la Dra. CAMAVILCA ARIAS, Sharon Patty ex-alumna de la Maestría en Estomatología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos ha **evaluado radiométricamente las lámparas halógenas** de los consultorios odontológicos de Cerro de Pasco, para ejecutar la tesis intitulada: "**EFFECTO DE LA INTENSIDAD DE LA LUZ DE LAS LAMPARAS HALOGENAS EN EL SELLADO MARGINAL DE RESTAURACIONES DE CLASE I. ESTUDIO IN VITRO**".

Consultorio:

Dr. CRISTIAN SOLIS

Dr. Christian Solis - Adrianzen
CIRUJANO - DENTISTA
C.O.P. 17190

Consultorio:

Dr. ALANIA ARTEAGA, Nilton
Dr. Nilton S. Alania Arteaga
CIRUJANO - DENTISTA
C.O.P. 12901

Consultorio:

Dr. TORRES DIAZ, Efraín

Dr. EFRAIN TORRES DIAZ
CIRUJANO DENTISTA
C.O.P. 16487

Consultorio:

Dr. LLANOS CHAMORRO, Yeny

YENY LLANOS CHAMORRO
CIRUJANO DENTISTA
C.O.P. 16001

Consultorio:

Dr. NAJERA DIAZ, Giovanni

Dr. Giovanni Najera Díaz
CIRUJANO DENTISTA
COP 17521
"Clínica González"

Consultorio:

Dra. DE LA CRUZ RIVERA, Ketty

Dra. Ketty R. De la Cruz Rivera
CIRUJANO DENTISTA
C.O.P. 17852

Consultorio:

Dra. PEREZ SALINAS, Patricia
C.O.P. 14669

Consultorio:

Dr. Edilberto B.
CIRUJANO DENTISTA
COP. 17398

Consultorio:

Dr. LOPEZ PAGAN, Eduardo

Consultorio:

Dra. Pascual Sorno, Ana Cecilia

Consultorio:



Dr. PACHECO LEIVA

Consultorio:



Dra. MURRIETA LUJAN, Edith

Consultorio:



Dra. ROJAS VARILLAS, Elva

Consultorio:



Dr. YEREN CORNEJO, Daniel

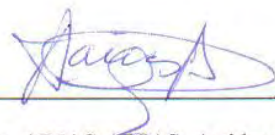
Consultorio:



Dr. Estrella Chaccha
CIRUJANO - DENTISTA
C.O.P. N° 12608

Dr. ESTRELLA CHACCHA, Michel

Consultorio:



Dr. ARIAS ARIAS, Artidoro

Consultorio:



Gabriel Ureta Terrel
Cirujano - Dentista
C.O.P. 12903

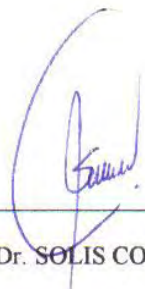
Dr. URETA TERREL, Gabriel

Consultorio:



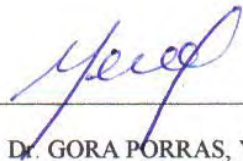
Dr. REQUIZ ALANIA, Fredy
FREDY REQUIZ ALANIA
CIRUJANO DENTISTA
C.O.P. 14864

Consultorio:



Dr. SOLIS CONDOR, Gilmer

Consultorio:



Dr. GORA PORRAS, Yeni

*EVALUACIÓN DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS DE CONSULTORIOS
PARTICULARES DE LA CIUDAD DE CERRO DE PASCO*

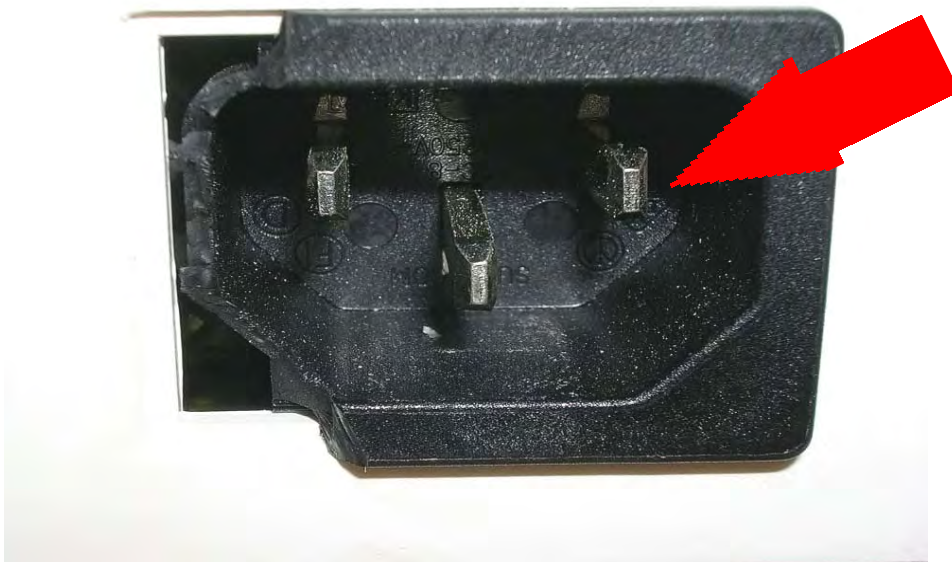
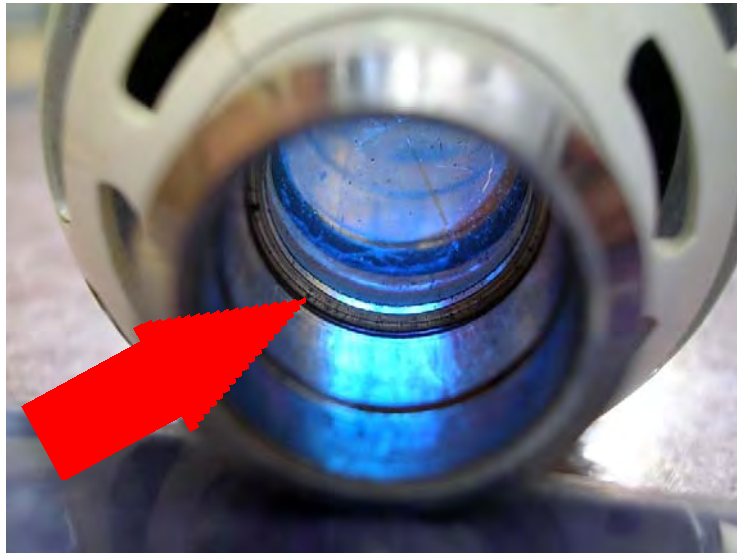


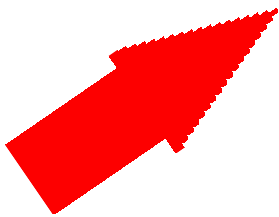
AVERÍAS DE LAS LÁMPARAS HALÓGENAS
GUÍAS DE LUZ FRACTURADAS



IMPREGNACIÓN DE RESINA







BOMBILLAS IMPREGNADAS DE POLVO



EVALUACIÓN DE LA INTENSIDAD DE LUZ DE LAS LÁMPARAS

HALÓGENAS



**Intensidad de luz
100mW/cm²**



**RADIOMETRO
"DEMETRON"**

**Intensidad de luz
300mW/cm²**



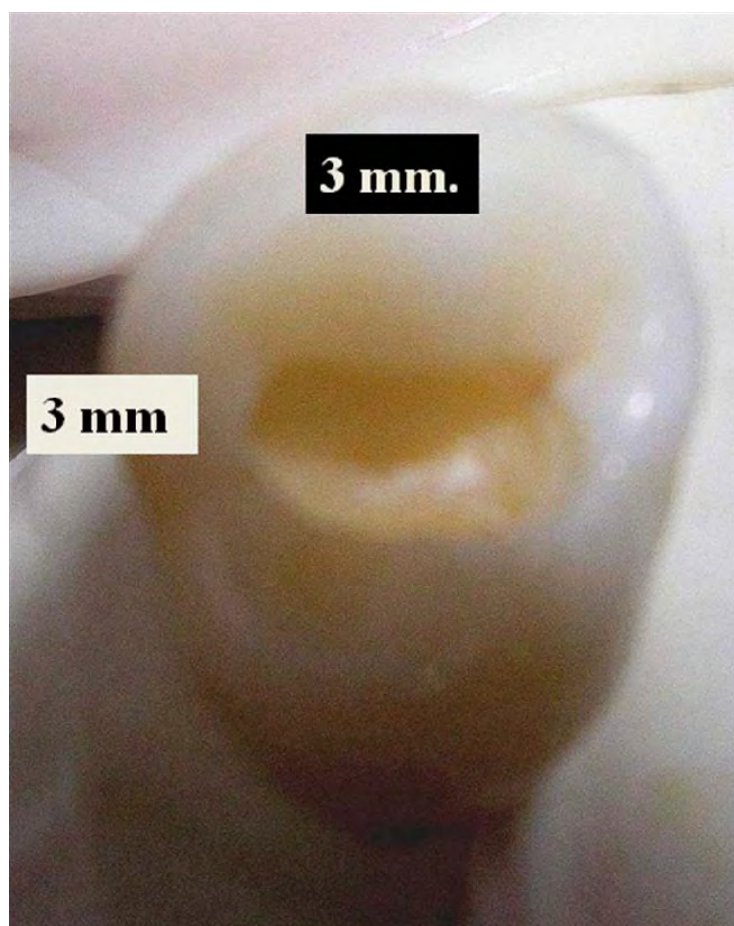
Intensidad de luz 50mW/cm²



PREP



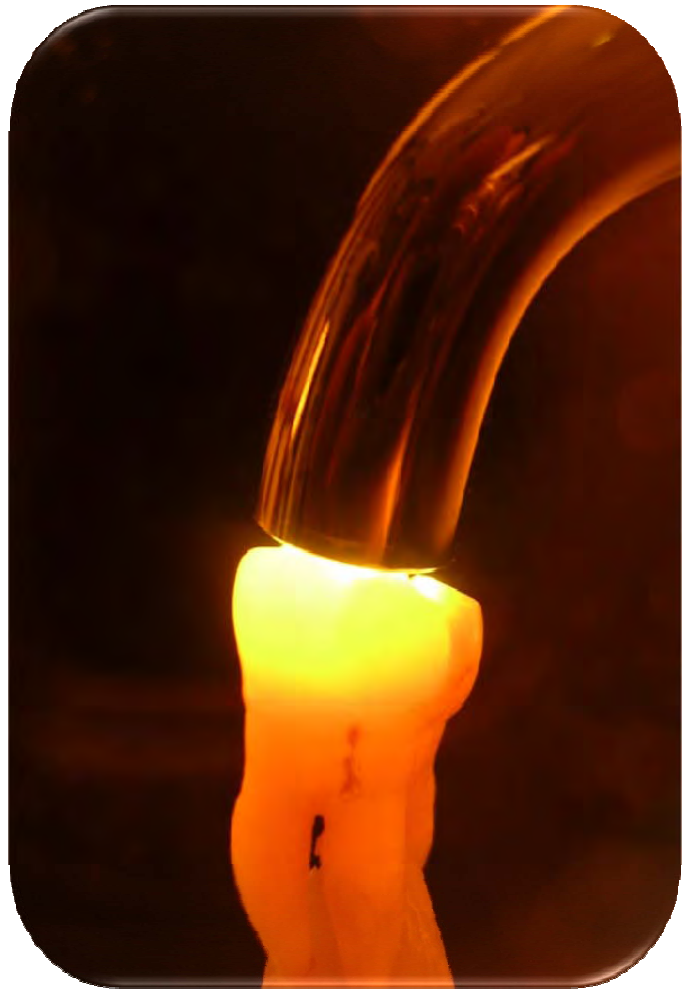
IR/A



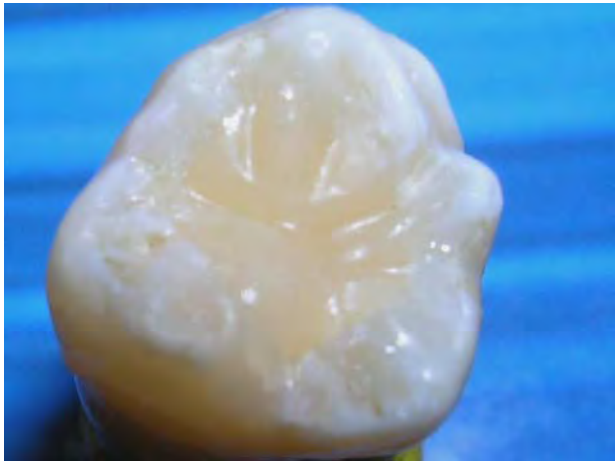
TRATAMIENTO RESTAURADOR DE LAS PIEZAS DENTARIAS

*Resina Filtek Z350
Técnica Incremental*

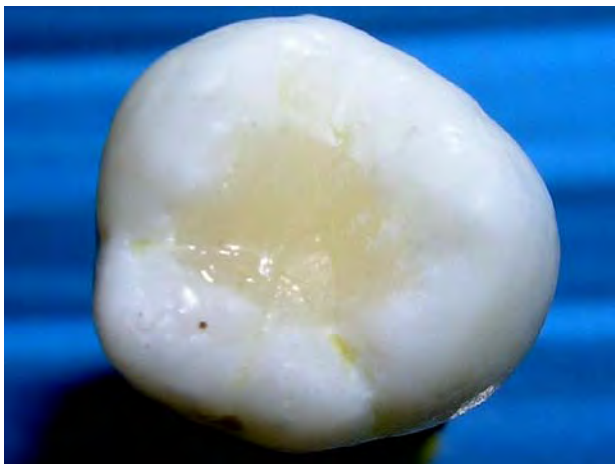
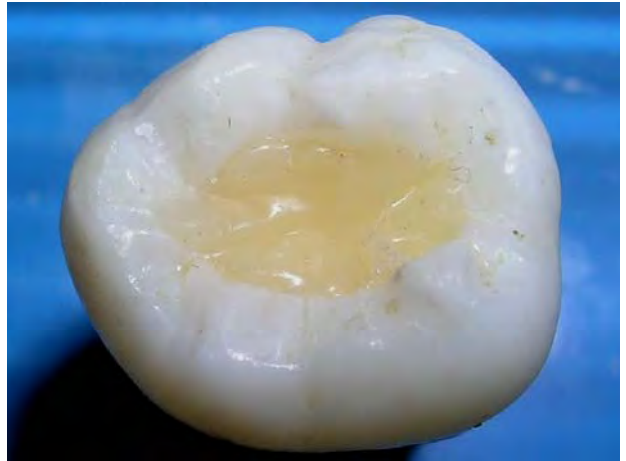
*Tiempo de fotocurado: 40 seg por
cada capeo de resina.
Distancia: 1mm*



PIEZAS DENT,



4DAS (CLASE I)





*PROCESO DE SUMERCIÓN DE LAS PIEZAS RESTAURADAS EN
FUSCINA BÁSICA PARA EVALUAR LA MICROFILTRACIÓN*

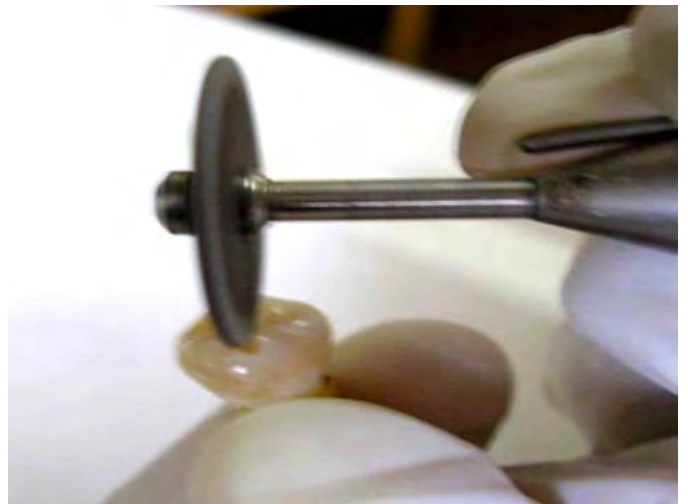


*Las piezas dentarias se sumergieron en
Fuscina Básica a 37°C por 7 días.*

Secado de las piezas dentarias



*CORTE VERTICAL DE LAS PIEZAS DENTARIAS CON DISCOS DE
DIAMANTE*



*MICROFILTRACION A NIVEL DEL SELLADO MARGINAL DE LAS
RESTAURACIONES OBSERVADO A TRAVÉS DE UN MICROSCOPIO DE
BARRIDO*

